

Ultraschallbasierte Navigation für die minimalinvasive onkologische Nieren- und Leberchirurgie



vom Fachbereich Informatik
der Technischen Universität Darmstadt
genehmigte

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)
von

Dipl.-Ing. Matthias Keil
geboren in Magdeburg, Deutschland

Referenten der Arbeit: Prof. Dr.-Ing. Georgios Sakas
Technische Universität Darmstadt

Prof. Dr. techn. Dieter W. Fellner
Technische Universität Darmstadt

Priv.-Doz. Dr. med Dr. med. habil. Christian Mönch
Westfalz-Klinikum, Kaiserslautern

Tag der Einreichung: 16. Juli 2013
Tag der mündlichen Prüfung: 2. Oktober 2013

Darmstädter Dissertation
D 17

Darmstadt, 2013

Erklärung zur Dissertation

Hiermit versichere ich, die vorliegende Dissertation selbständig nur mit den angegebenen Quellen und Hilfsmitteln angefertigt zu haben. Alle Stellen, die aus Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht. Diese Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegen.

Matthias Keil
Frankfurt am Main, den 16. Juli 2013

Für meine drei Liebsten!

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein tiefster Dank gebührt dem ehemaligen Abteilungsleiter der Abteilung Cognitive Computing & Medical Imaging am Fraunhofer IGD und Betreuer meiner Arbeit Prof. Georgios Sakas. Nicht zuletzt durch seine Projektkoordination war es mir möglich, ein schlüssiges Thema für die Arbeit zu definieren. Bedanken möchte ich mich für den guten Zuspruch und den Rat, der meiner Arbeit den letzten Schliff gegeben hat.

Auch bei Prof. Dieter Fellner möchte ich mich für seine Arbeit als Korreferent bedanken. Er hat als Institutsleiter des Fraunhofer IGD durch die Schaffung einer exzellenten Arbeitsumgebung maßgeblich zum Erfolg der Promotion beigetragen.

Ebenso möchte ich mich beim Korreferenten Dr. med. habil. Christian Mönch bedanken. Er hat es mir ermöglicht, im Operationssaal des Klinikums der Johann Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt einen tieferen Einblick in die offene Leberchirurgie zu erhalten.

Bedanken möchte ich mich auch bei Prof. Luigi Solbiati und Stefano De Beni, die es mir ermöglichten, die entwickelten Algorithmen in der Klinik in Busto Arsizio, Italien zu evaluieren.

Gleiches gilt für Dr. Mohamad Allaf, welcher mir während der Kooperation mit der Johns Hopkins University in Baltimore, Maryland half, die klinischen Probleme zu verstehen und eine Ingenieurslösung für die minimalinvasive Chirurgie an der Niere zu entwickeln.

Dr. Emad Bector und Dr. Philipp Stolka, die mich in das wissenschaftliche Arbeiten eingeführt haben, gebührt mein Dank. Aus der harmonischen Zusammenarbeit im Projekt haben sich über die fachlichen Gespräche hinaus Freundschaften entwickelt.

Für seine Unterstützung als Abteilungsleiter in den letzten beiden Jahren meiner Promotion möchte ich mich auch bei Dr.-Ing. Stefan Wesarg bedanken. Priv.-Doz. Dr. Arjan Kuijper gebührt mein Dank für seine Unterstützung im Bereich des wissenschaftlichen Publizierens sowie der Promotion.

Bedanken möchte ich mich an dieser Stelle auch besonders bei meinem Kollegen und Zimmernachbarn Martin Hoßbach für die sehr freundschaftliche Atmosphäre sowie den Rat und die fachlichen Gespräche. Meinem Kollegen Sebastian Steger verdanke ich den Antrieb zu sportlichen Höchstleistungen, welche ein sehr guter Ausgleich zur Arbeit an der Dissertation waren. Besonders sei mein Kollege Matthias Noll erwähnt, bei dem ich mich für die interessanten langen Abende im Studentenlabor und seine fachlichen Beiträge bedanken möchte.

Ebenso möchte ich mich bei meinen Studenten Alexander Kaisler und Marcel Weiler für ihre Tätigkeit bedanken, die stets über das geforderte Pensum einer studentischen Arbeit hinausging.

Bei Sandra Holst möchte ich mich für ihre Mühen beim Korrekturlesen der Arbeit bedanken.

Meine Eltern und Schwiegereltern haben mir durch ihre Unterstützung während meines Studiums und ihr Verständnis während der Bearbeitung der Dissertation besonders an Feiertagen sehr geholfen. Vielen Dank dafür!

Abschließend möchte ich mich bei den drei wichtigsten Menschen in meinem Leben bedanken. Dies sind meine wunderbare Frau Carina, die mir stets Freiräume für Reisen und zum Bearbeiten der Dissertation geschaffen hat. Meine großartige Tochter Elena hatte meist Verständnis dafür, dass Papa mal wieder „Schreiben“ muss und mich sogar häufig dazu aufgefordert. Durch beide und meinen wundervollen Sohn Bennett habe ich viel Wärme und Zuneigung bekommen und sie haben für den nötigen Ausgleich zur Arbeit gesorgt. Vielen lieben Dank an euch Drei!

Kurzfassung

In der minimalinvasiven onkologischen Nieren- und Leberchirurgie mit vielen Vorteilen für den Patienten wird der Chirurg häufig mit Orientierungsproblemen konfrontiert. Hauptursachen hierfür sind die indirekte Sicht auf die Patientenanatomie, das eingeschränkte Blickfeld und die intraoperative Deformation der Organe. Abhilfe können Navigationssysteme schaffen, welche häufig auf intraoperativem Ultraschall basieren. Durch die Echtzeit-Bildgebung kann die Deformation des Organs bestimmt werden. Da viele Tumore im Schallbild nicht sichtbar sind, wird eine robuste automatische und deformierbare Registrierung mit dem präoperativen CT benötigt. Ferner ist eine permanente Visualisierung auch während der Manipulation am Organ notwendig.

Für die Niere wurde die Eignung von Ultraschall-Elastographieaufnahmen für die bildbasierte Registrierung unter Verwendung der Mutual Information evaluiert. Aufgrund schlechter Bildqualität und geringer Ausdehnung der Bilddaten hatte dies jedoch nur mäßigen Erfolg.

Die Verzweigungspunkte der Blutgefäße in der Leber werden als natürliche Landmarken für die Registrierung genutzt. Dafür wurden Gefäßsegmentierungsalgorithmen für die beiden häufigsten Arten der Ultraschallbildgebung B-Mode und Power Doppler entwickelt. Die vorgeschlagene Kombination beider Modalitäten steigerte die Menge an Gefäßverzweigungen im Mittel um 35 %.

Für die rigide Registrierung der Gefäße aus dem Ultraschall und CT werden mithilfe eines bestehenden Graph Matching Verfahrens [OLD11b] im Mittel 9 bijektive Punktkorrespondenzen definiert. Die mittlere Registrierungsgenauigkeit liegt bei 3,45 mm.

Die Menge an Punktkorrespondenzen ist für eine deformierbare Registrierung nicht ausreichend. Das entwickelte Verfahren zur Landmarkenverfeinerung fügt zwischen gematchten Punkte weitere Landmarken entlang der Gefäßmittellinien ein und sucht nach weiteren korrespondierenden Gefäßsegmenten wodurch die Zahl der Punktkorrespondenzen im Mittel auf 70 gesteigert wird.

Dies erlaubt die Bestimmung der Organdeformation anhand des unterschiedlichen Gefäßverlaufes. Anhand dieser Punktkorrespondenzen kann mithilfe der Thin-Plate-Splines ein Deformationsfeld für das gesamte Organ berechnet werden. Auf diese Weise wird die Genauigkeit der Registrierung im Mittel um 44 % gesteigert.

Die wichtigste Voraussetzung für das Gelingen der deformierbaren Registrierung ist eine möglichst umfassende Segmentierung der Gefäße aus dem Ultraschall. Im Rahmen der Arbeit wurde erstmals der Begriff der Regmentation auf die Segmentierung von Gefäßen und die gefäßbasierte Registrierung ausgeweitet. Durch diese Kombination beider Verfahren wurde die extrahierte Gefäßlänge im Mittel um 32 % gesteigert, woraus ein Anstieg der Anzahl korrespondierender Landmarken auf 98 resultiert. Hierdurch lässt sich die Deformation des Organs und somit auch die Lageveränderung des Tumors genauer und mit höherer Sicherheit bestimmen.

Mit dem Wissen über die Lage des Tumors im Organ und durch Verwendung eines Markierungsdrahtes kann die Lageveränderung des Tumors während der chirurgischen Manipulation mit einem elektromagnetischen Trackingsystem überwacht werden. Durch dieses Tumortracking wird eine permanente Visualisierung mittels Video Overlay im laparoskopischen Videobild möglich.

Die wichtigsten Beiträge dieser Arbeit zur gefäßbasierten Registrierung sind die Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten, die Landmarkenverfeinerung zur Gewinnung einer hohen Anzahl bijektiver Punktkorrespondenzen und die Einführung der Regmentation zur Verbesserung der Gefäßsegmentierung und der deformierbaren Registrierung. Das Tumortracking für die Navigation ermöglicht die permanente Visualisierung des Tumors während des gesamten Eingriffes.

Abstract

In minimally invasive oncologic renal and liver surgery with many advantages for the patient, the surgeon is often confronted with orientation problems. Main causes are the indirect view of the patient's anatomy, the limited field of view and the intraoperative deformation of organs. Navigation systems, which are often based on intraoperative ultrasound, can be a solution. With real-time imaging, the deformation of the organ can be determined. Since many tumors are not visible in the ultrasound picture, robust and automatic deformable registration with the preoperative CT is required. Furthermore, a permanent visualization during the manipulation of the organ is necessary.

For the kidney, the suitability of ultrasound-elastography-imaging for image-based registration was evaluated using Mutual Information. However, this had only moderate success, due to poor image quality and the small field of view of the image data.

The branches and endpoints of blood vessels of the liver can be used as natural landmarks for the registration process. In a first step, vessel segmentation algorithms have been developed for the two most common types of ultrasound imaging B-mode and power Doppler. The proposed combination of the two modalities increased the amount of vessel branches on average by 35 %. For the rigid registration of vessels from ultrasound and CT on average 9 bijective point correspondences are defined using an existing graph matching method [OLD11b]. The average registration accuracy is 3.45 mm.

The amount of point correspondences is not sufficient for a deformable registration. The developed method for a landmark refinement adds more points between matched landmarks along the vessel center lines and searches for other corresponding vessel segments increasing the average number of point correspondences to 70.

This allows the determination of the organ deformation based on the differences in the vascular orientation. Using thin-plate splines, a deformation field can be computed for the entire organ, based on the point correspondences. In this way, the registration accuracy is increased on average by 44 %.

The most important prerequisite for the success of the deformable registration is an extensive vessel segmentation from the ultrasound image data. As part of this work, the concept of Regmentation was extended to the segmentation of vessels and vessel-based registration for the first time. Through the combination of both methods, the extracted vessel length was increased by a mean of 32 %, resulting in an increase of the average number of corresponding landmarks to 98. By this means, the deformation of the organ, and thus the change in position of the tumor, can be specified more accurately and with greater confidence.

With the knowledge of the tumor location in the organ and by use of a marker wire the change in position of the tumor during surgical manipulation can be monitored using an electromagnetic tracking system. By this tumor tracking a permanent visualization using video overlay in laparoscopic video images becomes possible.

The main contributions of this work for vessel-based registration are the vessel segmentation from ultrasound image data, the landmark refinement to obtain a high number of bijective point correspondences and the introduction of Regmentation to improve vessel segmentation and deformable registration. The tumor tracking for navigation enables permanent visualization of the tumor during the entire procedure.

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Bedeutung der minimalinvasiven onkologischen Weichteilchirurgie	1
1.1. Positive Aspekte für den Patienten	1
1.2. Negative Aspekte für den Chirurgen	3
1.2.1. Visuelle Beeinträchtigungen	3
1.2.2. Haptische Beeinträchtigungen	4
1.2.3. Lokalisation der Zielstruktur	5
2. Wissenschaftlicher Beitrag zur intraoperativen Navigation	7
2.1. Datengenerierung	10
2.2. Segmentierung	10
2.3. Registrierung	12
2.4. Regmentation	13
2.5. Tracking	14
2.6. Visualisierung	15
3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten	17
3.1. Stand der Technik	18
3.1.1. Gliederung der Segmentierungsverfahren	18
3.1.2. Taxonomie	19
3.1.3. Tubuläre Strukturen/Gefäßartigkeit	23
3.1.4. Schwellwertverfahren/Region Growing	25
3.1.5. Modellbasierte/Level-Set-Methoden	27
3.1.6. Centerlinebasierte Verfahren	28
3.1.7. Künstliche Intelligenz	30
3.1.8. Hybride	30
3.1.9. Fazit	30
3.2. Entwickelte Segmentierungsmethoden	31
3.2.1. B-Mode-Bilddaten	32
3.2.2. Power-Doppler-Bilddaten	38
3.2.3. Kombinierte Segmentierung	44
3.3. Ergebnisse	48
3.3.1. Eigenschaften der Bilddaten	48
3.3.2. B-Mode-Bilddaten	48
3.3.3. Power-Doppler-Bilddaten	49
3.3.4. Kombinierte Segmentierung	51
4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten	53
4.1. Stand der Technik	53
4.1.1. Gliederung der Registrierungsverfahren	54
4.1.2. Taxonomie	54
4.1.3. Bildbasiert	58

4.1.4.	Landmarkenbasiert	60
4.1.5.	Modellbasiert	62
4.1.6.	Hybrid	62
4.1.7.	Fazit	64
4.2.	Entwickelte Registrierungsmethoden	66
4.2.1.	Bildbasierte Registrierung der Niere	66
4.2.1.1.	Registrierbarkeit von Elastographie und CT	67
4.2.1.2.	Metrik	69
4.2.1.3.	Optimierung	70
4.2.2.	Gefäßbasierte Registrierung der Leber	71
4.2.2.1.	Landmarkengenerierung	73
4.2.2.2.	Initiale Registrierung	75
4.2.2.3.	Graph Matching	76
4.2.2.4.	Rigide Registrierung	80
4.2.2.5.	Verfeinerung der Landmarken	82
4.2.2.6.	Deformierbare Registrierung	92
4.3.	Integration für die perkutane Leberintervention - LiverLab	97
4.4.	Ergebnisse	101
4.4.1.	Bildbasierte Registrierung: B-Mode vs. Elastographie	101
4.4.1.1.	Phantome für die Bildgebung und Datengenerierung	101
4.4.1.2.	Bildgebung	101
4.4.1.3.	Metrik und Optimierung	103
4.4.1.4.	Experimente und Ergebnisse	103
4.4.1.5.	Fazit zur bildbasierten Registrierung	108
4.4.2.	Gefäßbasierte Registrierung	112
4.4.2.1.	Rigide Registrierung	113
4.4.2.2.	Verfeinerung der Landmarken	116
4.4.2.3.	Deformierbare Registrierung	122
4.4.2.4.	Fazit zur gefäßbasierten Registrierung	123
5.	Regmentation	129
5.1.	Stand der Technik	129
5.2.	Regmentation für die Gefäßsegmentierung	129
5.2.1.	Erzeugung des Maskenbildes	130
5.2.2.	Hervorhebung der Ultraschall-Vesselness	134
5.2.3.	Verbesserte Gefäßsegmentierung	134
5.2.4.	Artefaktbereinigung	137
5.2.5.	Korrektur der Gefäßdurchmesser	137
5.3.	Ergebnisse	139
5.3.1.	Vorteile durch die verbesserte Gefäßsegmentierung	139
5.3.1.1.	Steigerung der segmentierten Gefäßlänge	139
5.3.1.2.	Steigerung des segmentierten Gefäßvolumens	141
5.3.1.3.	Steigerung der Anzahl korrespondierender Landmarken	144
5.3.2.	Limitierungen des entwickelten Ansatzes	145
5.3.2.1.	Abhängigkeit von der Registrierungsqualität	145
5.3.2.2.	Qualität der Gefäßmittellinien	145
5.3.2.3.	Unzureichende Segmentierung großer Ultraschallgefäße	145
5.3.2.4.	Übersegmentierung von Gefäßen	146
5.3.2.5.	Abhängigkeit von der Richtungsabschätzung	148

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung	149
6.1. Stand der Technik	149
6.1.1. Interaktive bildgestützte Chirurgie	150
6.1.2. Tumortracking	150
6.1.3. Visualisierung und Navigation	153
6.1.3.1. Permanente Tumorvisualisierung	156
6.1.4. Fazit	158
6.2. Entwickeltes Navigationssystem	159
6.2.1. Systemaufbau	160
6.2.1.1. Operationsplanung	160
6.2.1.2. Videoaufnahmen	161
6.2.1.3. Verwendetes Trackingsystem	163
6.2.2. Tumortracking und Markierungsdraht	164
6.2.3. Kalibrierung	167
6.2.3.1. Intrinsische Kalibrierung	167
6.2.3.2. Extrinsische Kalibrierung	168
6.2.4. Visualisierung	169
6.2.4.1. 2D-Darstellung	171
6.2.4.2. 3D-Darstellung	172
6.3. Umsetzung für die laparoskopische partielle Nephrektomie	175
6.4. Ergebnisse	179
6.4.1. Kamerakalibrierung	180
6.4.1.1. Intrinsisch	180
6.4.1.2. Projektion	182
6.4.2. Tumordarstellung	182
7. Zusammenfassung und Ausblick	189
7.1. Zusammenfassung	189
7.1.1. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten	189
7.1.2. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten	190
7.1.3. Regmentation	191
7.1.4. Tumortracking und intraoperative Visualisierung	191
7.2. Ausblick	192
7.2.1. Mögliche Erweiterungen	192
7.2.2. Weitere Anwendungsszenarien	194
A. Vesselness	197
B. Horns Methode	199
C. Deformationsberechnung mit Splines	201
C.1. Von Thin-Plate-Splines zu Elastic-Body-Splines	201
C.2. Berechnung der Deformation mit generalisierten Splines	202
C.3. Approximation mit generalisierten Splines	203
D. Phantome für die Ultraschall-Elastographiebildgebung	205
D.1. Ex-vivo Phantome aus Schweinenieren	205
D.2. Künstliche Phantome	206
D.3. Ultraschallbildgebung	207

E. Optisches Tracking in der Chirurgie	209
E.1. Grundlagen des optischen Trackings	209
E.1.1. Stereokameras	209
E.1.2. Endoskopische Stereokameras	210
E.1.3. Intraoperative Bildgebung	211
E.2. Optisches Tracking von implantierten Landmarken	211
E.2.1. Stereotaktische Rahmen	211
E.2.2. Marker im Weichgewebe	212
F. Elektromagnetisches Tracking in der Chirurgie	217
F.1. Grundlagen des elektromagnetischen Trackings	217
F.1.1. Kabelgebundene Systeme	217
F.1.2. Kabellose Systeme	217
F.1.3. Störungen in der klinischen Umgebung	220
G. Visualisierung und Navigation in der Chirurgie	221
G.1. Präoperativ	221
G.2. Intraoperativ	222
H. Intrinsische Kamerakalibrierung	227
I. Extrinsische Kamerakalibrierung	231
J. Betreute studentische Arbeiten	235
K. Lebenslauf	237
Eigene Veröffentlichungen	239
Literaturverzeichnis	241

1. Bedeutung der minimalinvasiven onkologischen Weichteilchirurgie

Inhalt

1.1. Positive Aspekte für den Patienten	1
1.2. Negative Aspekte für den Chirurgen	3
1.2.1. Visuelle Beeinträchtigungen	3
1.2.2. Haptische Beeinträchtigungen	4
1.2.3. Lokalisation der Zielstruktur	5

Den statistischen Erhebungen der deutschen Bundesländer zufolge¹ erkrankten seit 1999 jährlich mehr als 6 000 Personen an primären Lebertumoren, sogenannten Hepatozellulären Karzinomen (HCC). Die Zahl der Lebermetastasen, bei denen andere Primärtumore in die Leber gestreut haben, ist um ein vielfaches höher. Insgesamt lag die altersstandardisierte Inzidenzrate für primäre und sekundäre maligne Lebertumore in Deutschland im Jahr 2009 bei mehr als 50 Fällen pro 100 000 Einwohnern, was über 40 000 Neuerkrankungen pro Jahr entspricht [Fre09]. Im Falle der Niere ist die Anzahl bösartiger Neuerkrankungen mit über 14 000 ebenso sehr hoch (vergleiche Abbildung 1.1). Die am häufigsten auftretende Krebserkrankung der Niere ist das sogenannte Nierenzellkarzinom (NCC), ausgelöst durch bösartige Veränderungen des funktionellen Nierengewebes. Es wird angenommen, dass die Zahlen der Neuerkrankungen in den kommenden Jahren steigen werden, denn die Prognose für das Jahr 2012 sieht allein 8 400 HCC Neuerkrankungen der Leber und 15 100 Erkrankungen an Nierentumoren vor. Die Zahl der an primären Lebertumoren Verstorbenen stieg im Laufe der Zeit auf über 7 000. Trotz sinkender Sterberaten in den vergangenen Jahren liegt die Zahl der Sterbefälle bei primärem Nierenkrebs noch immer über 5 000 pro Jahr.

Je nach Fortschritt der Krankheit, welche anhand des Tumorstaging² beschrieben wird, existieren verschiedene Behandlungsmethoden. In der klinischen Krebstherapie ist ein chirurgischer Eingriff häufig die einzige kurative Möglichkeit bei abdominalen Tumoren [STB07]. Hierbei reseziert³ der Chirurg das krankhaft veränderte Gewebe. Nach [STB07] sind solche Eingriffe allerdings limitiert auf Patienten im Frühstadium der Krebserkrankung. Für schwerwiegendere Erkrankungen, bei denen die Resektion ein zu großes Risiko darstellt, werden weniger invasive nicht-chirurgische Methoden wie Ablation⁴ oder Ethanolinjektion angewendet. In den vergangenen Jahren stieg die Anzahl der Operationen, die minimalinvasiv durchgeführt wurden, stetig und allen Erwartungen nach wird sich dieser Prozess auch zukünftig fortsetzen [SBK94].

1.1. Positive Aspekte für den Patienten

Die minimalinvasive Chirurgie basiert auf der Verkleinerung der Operationsöffnung im Vergleich zur klassischen offenen Chirurgie. Hierdurch werden Traumata, welche während einer offenen Operation

¹<http://www.ekr.med.uni-erlangen.de/GEKID/Atlas/CurrentVersion/Inzidenz/atlas.html> und [KiD12]

²Für HCC ist dies z. B. die BCLC-Klassifikation von der Barcelona-Clinic Liver Cancer Group [LBB99]

³Herausschneiden des erkrankten Gewebes bzw. vollständige Entfernung des betroffenen Organs

⁴Abtötung des erkrankten Gewebes durch Erhitzen

1. Bedeutung der minimalinvasiven onkologischen Weichteilchirurgie

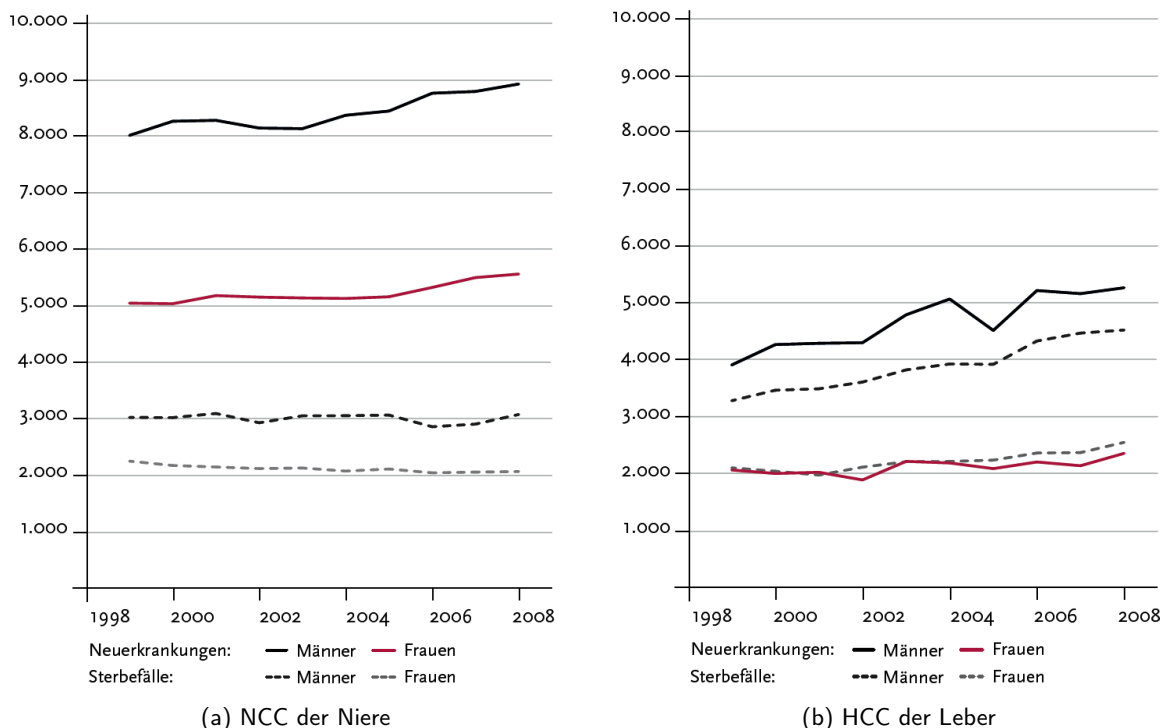


Abbildung 1.1.: Anzahl der Neuerkrankungen und Sterbefälle für Krebs in Deutschland. Quelle: [KiD12]

zwangsläufig durch die viel größere Operationsnarbe und die Mobilisierung der Organe entstehen, drastisch verringert. Die kleineren Einschnitte verursachen nach der Operation weniger Schmerzen beim Patienten, wodurch weniger Schmerzmittel verabreicht werden müssen. Weiterhin verkürzt sich der Heilungsprozess des Patienten wesentlich und die Narbenbildung wird weitestgehend reduziert. Dies sind die Hauptgründe für eine erhöhte Akzeptanz der minimalinvasiven Operationsmethode beim Patienten [LFU⁺11]. Minimalinvasiv operierte Patienten können die Klinik weit schneller verlassen, häufig sogar noch am Tag der Operation, was die Kosten für das Klinikum reduziert. Während der Operation ist das Risiko von Blutungen und Infektionen geringer, da die inneren Organe weniger stark äußeren Kontaminationen ausgesetzt werden. Im Vergleich zu offenen Eingriffen verlängert sich zwar die Operationszeit etwas, die zuvor genannten Vorteile für den Patienten und das Klinikum überwiegen jedoch [NSW⁺04].

Je nach Vorgehensweise sowie nach verwendeten Instrumenten und Hilfsmitteln lassen sich minimalinvasiven Eingriffe in mehrere Gruppen gliedern. Allen Methoden gemeinsam ist jedoch die Verwendung von intraoperativer Bildgebung wie z. B. Ultraschall und laparoskopischem Video, welche es dem Arzt ermöglicht, trotz des beschränkten Zuganges zum Operationsgebiet, in den Patienten hinein zu schauen.

Die Operationsmethode mit der geringsten Invasivität verwendet Kanülen oder Nadeln, welche direkt durch die Haut des Patienten gestochen werden. Solche Eingriffe bezeichnet man als perkutan. Mithilfe der Kanülen können wahlweise Instrumente oder Medikamente zur Behandlung von Tumoren in das betreffende Organ eingebracht werden. Hier sei beispielhaft die Behandlung von Lebertumoren mithilfe von Ablationsnadeln oder Ethanol genannt. Diese Art der perkutanen Ablation ist eine der am häufigsten durchgeführten Krebsbehandlungen. Dabei kann der Arzt einzig und allein mithilfe der Ultraschallbildgebung, also ohne direkten Blick, zum Tumor navigieren und die Tätigkeit im Operationsgebiet überwachen.

Größere Operationen im Abdomen, wie z. B. Resektionen von Organen und Organteilen, werden häufig laparoskopisch durchgeführt. Hierbei wird zunächst durch einen kleinen Einschnitt in der Nähe des Bauchnabels CO₂ unterhalb der Bauchdecke eingeblasen und mit diesem Pneumoperitoneum ein Operationsraum geschaffen. Laparoskopische Eingriffe erfolgen meist unter Verwendung eines starren Endoskops mit Lichtquelle und verlängerten Instrumenten (siehe Abbildung 1.2). Um diese in das Operationsgebiet zu bringen, erfolgen in der Regel drei bis vier Einschnitte in die Haut von ca. einem halben bis zwei Zentimeter Länge. Diese Zugänge werden mithilfe von Trokaren luftdicht verschlossen (siehe Abbildung 1.2 links unten). Durch diese Trokare können die Instrumente und Geräte für die intraoperative Bildgebung eingebracht werden.

Die laparoskopische partielle Nephrektomie (LPN), in welcher der Tumor zusammen mit einem Teil der Niere entfernt wird, ist ein typisches Beispiel für diese Art des Eingriffes. Die laparoskopische partielle Nephrektomie ist für die kurative Entfernung kleiner Tumore mindestens genauso geeignet, wie die offene Chirurgie [SVA⁺09]. Während der Operation kann der Chirurg einzig über das Videobild des Laparoscops und eine laparoskopische Ultraschallsonde in das Innere des Patienten bzw. das Innere des Organs schauen. Durch das kleine Blickfeld der laparoskopischen Schallsonde kann immer nur ein sehr beschränkter Teil der Niere abgebildet werden.

Eine Spezialisierung der laparoskopischen Eingriffe sind die sogenannten NOTES-Methoden (Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery), deren Ziel die Vermeidung von sichtbaren Narben am Patienten ist. Hierbei werden die Zugänge zum Abdomen meist in Körperfalten oder natürlichen Körperöffnungen platziert, wo sie nach dem Heilungsprozess quasi unsichtbar sind [RCRR08, ST08, Tie08, HMM⁺09]. In der single Port oder single Trokar Chirurgie werden laparoskopische Eingriffe auch experimentell mit spezialisierten Instrumenten durch eine einzige Öffnung in der Bauchdecke oder einer Körperöffnung durchgeführt [RCRR08, TGM09, BNL10, Car10].

Angetrieben durch die Vorteile für den Patienten, schreitet die technische und fachliche Entwicklung auf allen Gebieten immer weiter voran [Gul04].

1.2. Negative Aspekte für den Chirurgen

Den Vorteilen für den Patienten steht eine Reihe von Nachteilen für den Chirurgen gegenüber. Diese gliedern sich in visuelle und taktile Beeinträchtigungen sowie die Schwierigkeit der Lokalisation der Zielstruktur, welche im Folgenden näher beschrieben werden.

1.2.1. Visuelle Beeinträchtigungen

Die visuelle Wahrnehmung macht 70 % der Gesamtwahrnehmung des Menschen aus [LVH⁺02]. Demnach wird ausgerechnet der wichtigste Sinn gerade in der minimalinvasiven Chirurgie stark eingeschränkt bzw. verändert.

- Dem Arzt ist der Blick auf das Operationsgebiet nur über die verwendeten Bildgebungsverfahren möglich. Im Fall von perkutanen Eingriffen beschränkt sich dies häufig auf die Verwendung der Ultraschallbildgebung. Auch wenn bei laparoskopischen Eingriffen eine Videokamera verwendet wird, mit deren Hilfe der Arzt einen Blick in das Körperinnere werfen kann, bleibt die Sicht eingeschränkt.
- Trotz der Verwendung von weitwinkligen Optiken in der Endoskopie kann häufig nur ein kleiner Teil des Operationsgebietes dargestellt werden. Das Blickfeld ist außerdem von der Führung der bildgebenden Modalität abhängig, welche oftmals durch den assistierenden Chirurgen erfolgt.
- In der laparoskopischen Chirurgie sind zwar bereits heute meist hochauflösende Endoskope im Einsatz, welche das Operationsgebiet wesentlich detaillierter darstellen können, die

1. Bedeutung der minimalinvasiven onkologischen Weichteilchirurgie



Abbildung 1.2.: Laparoskopische Werkzeuge für die Resektion von Nierentumoren während einer partiellen Nephrektomie. Von oben nach unten: Resektionsschlinge, langer Trokar, Biopsiezange, verschiedene Greifzangen, kurze Trokare. Quelle: [Kra11]

Verwendung von Stereoendoskopen, welche eine räumliche Wahrnehmung unterstützen würden, beschränkt sich jedoch aufgrund der höheren Kosten meist nur auf Studien oder die Anwendung des *da Vinci* Telemanipulators⁵.

- Die Darstellung von Gewebe und interessierenden Strukturen weicht, je nach verwendeter Bildgebung, von der natürlichen Ansicht während einer offenen Operation ab. Dies erschwert die Lokalisierung von verändertem Tumorgewebe.
- Eine weitere Herausforderung ist die Adaptation von zweidimensionalen und dreidimensionalen Bildinformationen zur Anatomie des Patienten, welche der Chirurg im Kopf leisten muss.
- Da die Blickachse des Chirurgen zum darstellenden Monitor, die Blickachse des Endoskops und des Ultraschalls sowie die Hauptachse der Instrumente nicht zueinander ausgerichtet sind, weicht das Operationsszenario stark von der natürlichen Manipulation während einer offenen Operation ab und der Arzt muss auch hier Orientierungsarbeit leisten.

All dies erschwert die Orientierung im Operationsgebiet und beeinträchtigt somit die Zielfindung, im Falle dieser Arbeit die Tumorlokalisation. Studien haben ergeben [CCD⁺95], dass der indirekte Blick über Displays die Manipulation stark beeinträchtigt und die Effizienz des Chirurgen um bis zu 52 % reduzieren kann. So verlängerte sich die mittlere Dauer für die Anfertigung eines Knotens von 35,0 Sekunden bei direkter Sicht auf bis zu 53,5 Sekunden ($p < 0,05$) im Falle des indirekten Blickes über Displays. Dies geschah unabhängig davon, ob 2D- oder 3D-Displays verwendet wurden.

1.2.2. Haptische Beeinträchtigungen

Neben der visuellen Wahrnehmung spielt die haptische Wahrnehmung eine entscheidende Rolle für den Chirurgen. Obwohl diese nur 5 % der Sinneswahrnehmung ausmacht [LVH⁺02], ist sie für den Chirurgen ein wichtiges Hilfsmittel bei der Bewertung der Gewebesituation sowie der Suche nach interessierenden Strukturen (z. B. Palpation von Tumoren). Man unterscheidet zwei Arten

⁵http://www.intuitivesurgical.com/products/davinci_surgical_system/

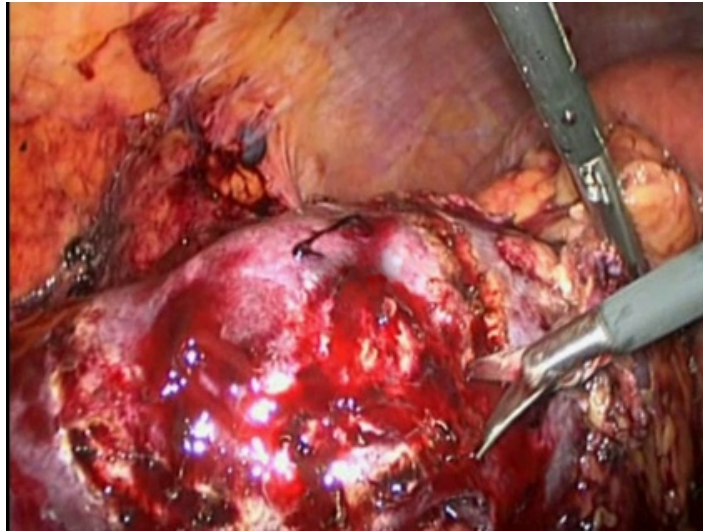


Abbildung 1.3.: Blick des Chirurgen auf den Operationssitus während einer laparoskopischen partiellen Nephrektomie. Die Lage und die Ausdehnung des Tumors ist hierbei für den Chirurgen nur schwer abzuschätzen, da dieser vom gesunden Nierengewebe verdeckt wird und die Nierenoberfläche kaum deformiert.

haptischer Wahrnehmung. Zum einen die taktile Wahrnehmung, auch Tastsinn genannt und die kinästhetische Wahrnehmung, auch Bewegungssinn genannt [PGJD08].

- In der minimalinvasiven Chirurgie ist die haptische Wahrnehmung stark beeinträchtigt, da der Chirurg die Organe im Operationsgebiet nicht mehr mit seinen Händen, sondern nur noch über verlängerte Werkzeuge manipulieren kann (siehe Abbildung 1.2). Hierdurch ist es sehr schwer die Kräfte, mit denen die Werkzeuge auf das Gewebe einwirken, abzuschätzen. Dies birgt ein nicht unerhebliches Risiko für Verletzungen der Organe und Strukturen.
- Neben der taktilen Beeinträchtigung wird die Haptik auch durch die Art des Zuganges zum Körper über Trokare beeinträchtigt. Die Zugänge werden meist nach einem festen Schema platziert. Da während der Operation an diesem Aufbau nichts geändert wird, bedeutet dies für den Arzt, dass er die gesamte Zeit mehr oder weniger in der gleichen gegebenenfalls ermüdenden Haltung verbringt.
- Weiterhin wirken die Trokare als Pivot Punkte, wodurch sie die Spitzen der Werkzeuge im Operationsgebiet in die entgegengesetzte Richtung der Hände des Chirurgen bewegen. Hierdurch sind die Bewegungsabläufe während eines laparoskopischen Eingriffes nicht intuitiv und müssen aufwändig erlernt werden [CO00, Mur01].

1.2.3. Lokalisation der Zielstruktur

Ein grundlegender intraoperativer Schritt ist die Lokalisation der Zielstruktur, meist des Tumors, durch den Chirurgen. Das Wissen über die Lage des Tumors im Operationsgebiet ist die Grundlage für eine erfolgreiche Behandlung sowohl in der perkutanen Ablation als auch bei laparoskopisch durchgeführten Resektionen.

- Zu Beginn der Operation liegt der Tumor meist unter umgebendem Gewebe des Organs verborgen. Ein gutes Beispiel hierfür ist in Abbildung 1.3 gezeigt. Der Tumor befindet sich im Inneren der Niere und hebt sich nur durch eine leichte Wölbung vom umgebenden gesunden Gewebe ab. Die Ausdehnung des Tumors, vor allem in die Tiefe des Organs, ist jedoch nur sehr schwer abzuschätzen.

1. Bedeutung der minimalinvasiven onkologischen Weichteilchirurgie

- Im Falle der Weichteilchirurgie treten zusätzlich große Lageveränderungen der Anatomie sowie Deformationen der Organe zwischen prä- und intraoperativem Zeitpunkt der Bildgebung auf. Eine Ursache hierfür ist die Atmung des Patienten sowie die unterschiedliche Lage des Patienten während der präoperativen Bildakquisition und der intraoperativen Behandlung.
- Auch durch die chirurgische Manipulation während des Eingriffes kann die Lage der Zielstruktur verändert werden. Beispiele hierfür sind das Pneumoperitoneum während laparoskopischer Eingriffe sowie die Mobilisierung der Organe zu Beginn des Eingriffes. Heizmann et al. [HZB⁺10] und Clements et al. [CDC⁺11] haben in unabhängigen Arbeiten im Falle der offenen Leberchirurgie Deformationen von bis zu 6 cm beschrieben; im Mittel wurden Abweichungen von 1-2 cm beobachtet (vergleiche Abschnitt 4.2.2.6 und 4.4.2). Während laparoskopischer Operationen an der Niere kann das Organ sogar völlig frei vom Arzt bewegt werden, um z. B. einen Tumor auf der Rückseite zu reseziieren.

Die Tumorlokalisation ist somit eine der wichtigsten chirurgischen Aufgaben und wird intraoperativ durch die Verwendung von Bildgebungsverfahren wie Ultraschall unterstützt.

Um die visuellen und haptischen Nachteile für den Chirurgen zu kompensieren und die permanente Lokalisation des Tumors zu ermöglichen, wurden Methoden für die ultraschallbasierten Navigation in der minimalinvasiven Weichteilchirurgie entwickelt.

2. Wissenschaftlicher Beitrag zur intraoperativen Navigation

Inhalt

2.1. Datengenerierung	10
2.2. Segmentierung	10
2.3. Registrierung	12
2.4. Regmentation	13
2.5. Tracking	14
2.6. Visualisierung	15

Die in Abschnitt 1.2 beschriebenen Probleme für den Chirurgen wurden in dieser oder ähnlicher Art häufiger auch von den Ärzten der Kliniken berichtet, mit denen das Fraunhofer IGD kooperiert¹. Chirurgische Eingriffe gehen aus diesem Grund mit einem erhöhten Sicherheitsrisiko einher. Laut der Weltgesundheitsorganisation WHO treten in den entwickelten Ländern 48 % aller Behandlungsschäden im Operationssaal auf, wobei davon 74 % vermieden werden könnten [WHO08].

Vor allem in der Neurochirurgie und der Orthopädie werden daher bereits Navigationssysteme eingesetzt, um die oben genannten Nachteile für den Chirurgen zu überwinden bzw. die Präzision der Eingriffe zu erhöhen. Ein großer Vorteil dieser chirurgischen Felder ist die Rigidität der interessierenden Strukturen. Die Anatomie des Patienten ist keinen intraoperativen Verformungen ausgesetzt, bzw. kann in ihrer Lage einfach stabilisiert werden.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die intraoperative Navigation auch für die minimalinvasive Weichteilchirurgie zu ermöglichen. Hierfür erfolgte die Entwicklung eines Navigationssystems mit dem Fokus auf zwei sehr unterschiedliche Anwendungsszenarien: die perkutane Ablation von Lebertumoren und die laparoskopische partielle Nephrektomie. Neben der prinzipiell unterschiedlichen Art des Zugangs zum Operationsgebiet und der verwendeten intraoperativen Bildgebung unterscheiden sich die beiden behandelten Organe stark in ihrem anatomischen Aufbau und den physikalischen Eigenschaften. Die beiden Anwendungsszenarien decken somit ein breites Spektrum der in Abschnitt 1.1 genannten minimalinvasiven Methoden und der abdominalen Organe ab.

Abbildung 2.1 zeigt den Ablauf der intraoperativ auszuführenden Schritte, welche für die erfolgreiche Behandlung des Tumors notwendig sind. Beiden Operationsmethoden gemein ist das Grundproblem des Chirurgen, nämlich die Lokalisation des Tumors. In beiden Fällen verwendet der Arzt hierzu den intraoperativen Ultraschall. Ist der Tumor in den Ultraschallaufnahmen sichtbar, so kann das Tumorzentrum im Falle der perkutanen Ablation direkt als Ziel für die Navigation einer Nadel definiert werden. Die Lageverfolgung der Instrumente und der intraoperativen Bildgebung ermöglichen diese Navigation hin zur interessierenden Struktur. Nach erfolgreicher Platzierung der Ablationsnadel erfolgt die Behandlung des Tumors.

¹ Johns Hopkins University Hospital, Baltimore, Maryland, USA; General Hospital of Busto Arsizio, Varese, Italien; Klinikum und Fachbereich Medizin, Johann Wolfgang Goethe-Universität, Frankfurt am Main; Universitätsklinikum Erlangen; Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz; Medizinische Hochschule Hannover; Klinikum Darmstadt

2. Wissenschaftlicher Beitrag zur intraoperativen Navigation

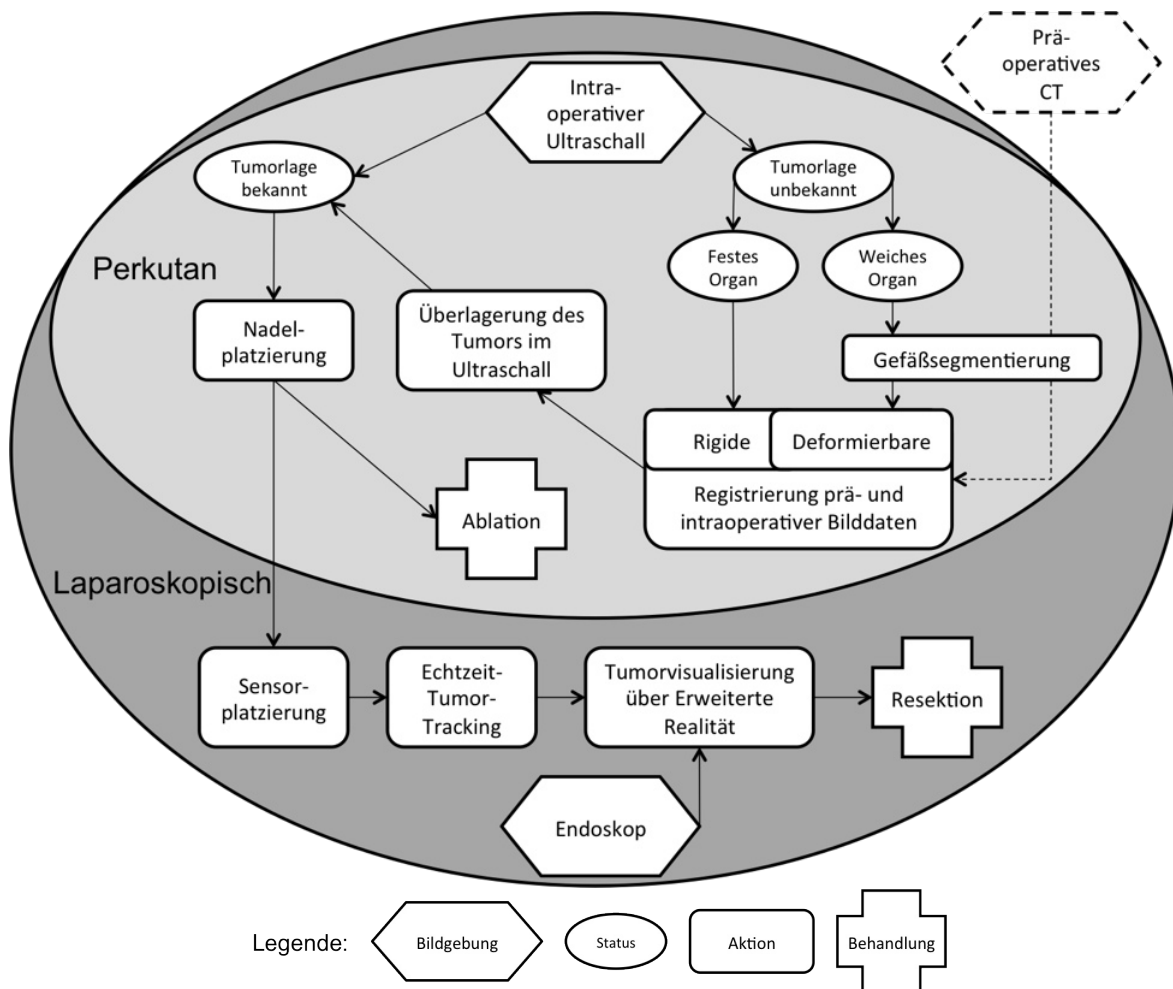


Abbildung 2.1.: Ablaufdiagramm der notwendigen Prozesse für die intraoperative Navigation während perkutaner und laparoskopischer Eingriffe.

Häufig sind Tumore jedoch isoechogen und damit in den Ultraschalldaten nicht sichtbar. Weiterhin ist für eine spätere intraoperative Visualisierung der segmentierten Tumoroberfläche im Falle der laparoskopischen Chirurgie das Wissen über die Lage des Tumors zwingend erforderlich. In beiden Fällen müssen die interessierenden Strukturen, welche vor der Operation in einem Segmentierungsschritt aus präoperativen CT-Bilddaten extrahiert wurden, auf die intraoperativen Ultraschalldaten übertragen werden. Für die Fusion der Bilddaten wurden im Rahmen dieser Arbeit zwei Methoden zur multimodalen Registrierung der CT- und Ultraschalldaten entwickelt. Diese umfassen eine rigide Registrierung basierend auf den Grauwerten der Bilddaten und eine deformierbare Registrierung basierend auf segmentierten Gefäßen, welche als natürliche Landmarken verwendet werden.

Nach einer erfolgreichen Registrierung können die segmentierten Strukturen im Visualisierungsschritt dem Chirurgen anatomisch korrekt in den Ultraschalldaten präsentiert werden. Somit ist dem Chirurgen die Lage des Tumors bekannt und es wird möglich, die Ablationsnadel im Tumor zu platzieren und diesen zu behandeln. Hierbei ist zu beachten, dass die Registrierung nur solange Bestand hat, wie keine anatomischen Veränderungen auftreten. Aus diesem Grund wird sowohl für die Aufnahmen der Ultraschalldaten als auch die Platzierung der Ablationsnadel die Atmung des Patienten mithilfe der Steady-Flow-Methode angehalten und die Leber somit ruhig gestellt.

Die meisten der bisher in der Literatur vorgestellten Navigationssysteme ermöglichen nur eine Visualisierung am Anfang der Operation (vgl. Abschnitt 6.1), da dieser quasi-statische Zustand nicht für die gesamte Dauer eines laparoskopischen Eingriffes aufrechterhalten werden kann. Vor allem die Manipulation des Organs durch den Chirurgen führt zu anatomischen Veränderungen, wodurch die Lage des Tumors wieder unbekannt wird. Eine Aktualisierung kann nur nach erneuter Registrierung der Planungsdaten mit der Patienten-anatomie erfolgen.

Um jedoch den Chirurgen während des gesamten Eingriffes unterstützen zu können, wurde im Rahmen dieser Arbeit ein System für die permanente intraoperative Darstellung der interessierenden Struktur, also des Tumors, umgesetzt. Die Besonderheit hierbei ist, dass nach einer einmaligen Registrierung mithilfe einer Kanüle ein miniaturisierter Trackingsensor in den Tumor bzw. in den Sicherheitsrand um den Tumor eingebracht wird. Dieser Sensor ermöglicht die permanente Lageüberwachung des Tumors in Echtzeit, welche im Folgenden als Tumortracking bezeichnet wird.

Für die intraoperative Visualisierung im Falle der perkutanen Ablation wurde ein bestehendes Navigationssystem des Ultraschallherstellers Esaote, S.p.A.² verwendet und dazu eine kompatible Software entwickelt, welche die intraoperative Segmentierung und Registrierung ermöglicht. Weiterhin wurde im Rahmen dieser Arbeit ein neues System für die Video-Overlay-Visualisierung in der laparoskopischen Chirurgie entwickelt. Dieses ermöglicht eine permanente Echtzeit-Visualisierung des Tumormodells im endoskopischen Videobild.

Der intraoperative Ablauf während beider Operationsmethoden lässt sich auf die in Abbildung 2.2 gezeigte Prozesskette eines Navigationssystems für die minimalinvasive Weichteilchirurgie abbilden.

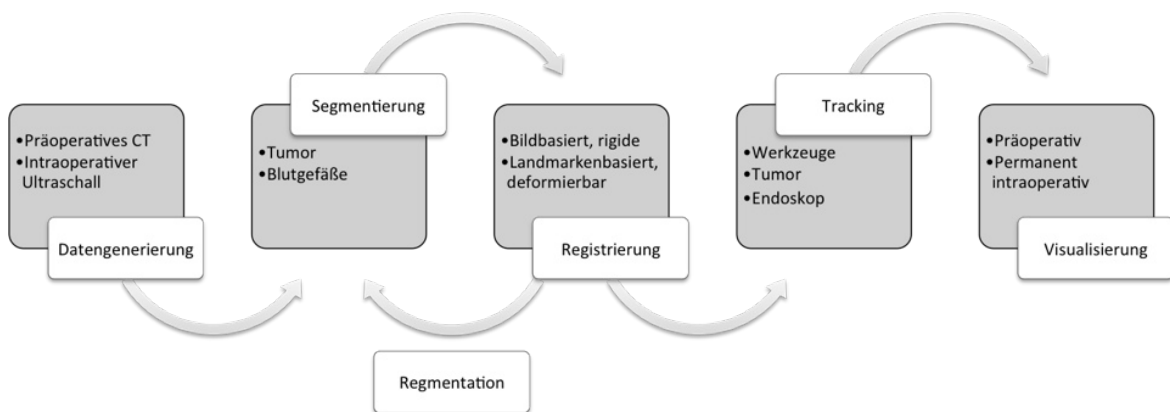


Abbildung 2.2.: Das im Rahmen dieser Arbeit umgesetzte Vorgehen bei der Entwicklung des Navigationssystems. Dargestellt sind die notwendigen Verarbeitungsschritte und deren wichtigste Eigenschaften.

Im Folgenden sollen die einzelnen Komponenten der Abbildung 2.2 näher beleuchtet und jeweils die Grundannahmen, auf denen die Arbeit basiert, vorgestellt werden. Diese Grundannahmen begründen sich zum einen aus Erkenntnissen, die in der Literatur geschildert wurden. Zum anderen handelt es sich um Annahmen, die im Laufe der Arbeit durch Experimente belegt werden konnten. Zu guter Letzt ergeben sich einige Anforderungen auch aus dem klinischen Bedarf. Neben diesen Grundannahmen wird kurz erläutert, welche eigenen wissenschaftlichen Beiträge in den einzelnen Bereichen geleistet wurden.

²<http://www.esaote.com>

2.1. Datengenerierung

Die Grundlage für die computergestützte Chirurgie bildet die Datengenerierung. Diese beinhaltet sowohl die präoperative Bildgebung als auch die intraoperative Aufnahme von Bilddaten.

Grundannahmen

Kontrastverstärktes CT In der klinischen Routine werden bei Lebertumoren und Nierentumoren zur Diagnose und Planung meist kontrastverstärkte 3-Phasen CTs aufgenommen. Das verwendete Kontrastmittel hebt in der portalvenösen Phase die Pfortader der Leber im Bild hervor. Durch den resultierenden Helligkeitsunterschied zum umgebenden Gewebe können die Gefäße vom Arzt leichter erkannt werden. Auch die automatisierte Segmentierung der Gefäße nutzt diesen Kontrast aus.

Intraoperative Ultraschallbildgebung Intraoperativ wird das betreffende Organ mithilfe von Ultraschall untersucht, da dieser eine Darstellung des Gewebes in Echtzeit ermöglicht. Es kann zwischen verschiedenen Modi der Ultraschallbildgebung gewählt werden:

- Am häufigsten wird Ultraschall in der B-Mode-Darstellung aufgenommen. Bei dieser werden die aus der Reflexion resultierenden Schallstärken auf Intensitäten abgebildet.
- Die Ultraschall-Power-Doppler-Darstellung ermöglicht die Visualisierung des Blutflusses. Auf diese Weise gelingt es, nur die Blutgefäße darzustellen oder diese in den B-Mode-Bildern hervorzuheben. Die aufgenommenen B-Mode- und Power-Doppler-Bilder sind automatisch aneinander ausgerichtet (co-registriert). Auf diese Weise können die Gefäße innerhalb der Leber ebenso wie im CT hervorgehoben werden.
- In der Elastographie wird das Organ mit dem Schallkopf leicht komprimiert. Aus den resultierenden Unterschieden in den Echolaufzeiten zwischen Kompression und Dekompression kann die Festigkeit der Gewebe bestimmt und über die Helligkeitswerte dargestellt werden [LSA03].

Ultraschallvolumenakquisition Ultraschallaufnahmen können sowohl in Form von zweidimensionalen Schnittbildern als auch in Form von dreidimensionalen Volumendatensätzen erzeugt werden. Die Rekonstruktion von Volumen erfolgt entweder direkt auf dem Ultraschallgerät oder in einem Nachverarbeitungsschritt aus den Schichtbildern. Für Letzteres wird meist die Position und Orientierung des Schallkopfes mit einem Trackingsystem gemessen (siehe Abschnitt 6.1).

Eigener Beitrag

Im Rahmen dieser Arbeit wird die Ultraschall-Elastographiebildgebung für die intraoperative Akquisition von Volumendaten der Niere vorgeschlagen. Mithilfe dieser in der klinischen Anwendung neuen Bildgebungsmodalität soll eine spätere Registrierung mit den CT-Bilddaten der Niere ermöglicht werden. Für die Bildgebung der Leber soll eine Kombination aus B-Mode- und Power-Doppler-Aufnahmen eine bestmögliche Darstellung der Gefäßstrukturen ermöglichen.

2.2. Segmentierung

Die Segmentierung dient dazu, sowohl aus den CT- als auch den Ultraschalldatensätzen interessierende Strukturen zu extrahieren. In der klinischen Routine sind dies häufig Organe, Gefäße

und Tumore. In der Leberchirurgie ermöglicht die Segmentierung des Organs und der Lebergefäße die Planung der Operation, indem z. B. Segmentgrenzen festgelegt werden, an denen der Schnitt durch das Organ erfolgen soll. Anhand dieser Resektionslinie wird das Volumen der Leber vor der Operation und das verbleibende Volumen des Restgewebes berechnet. Hieraus ergibt sich eine Bewertung der Operabilität des Patienten.

Die Gefäße im Inneren der Leber spiegeln außerdem die intraoperative Lage der Anatomie des Patienten wider, da sie weiträumig und gleichmäßig über den abgebildeten Bereich des Organs verteilt sind. Mithilfe der Segmentierung können die Verzweigungen im Blutgefäßsystem der Leber sowie die Mittellinien der Blutgefäße ermittelt werden.

Grundannahmen

CT-Daten als Bronze Standard Das Abschätzen der Güte von Segmentierungen patienten-individueller Datensätze wird durch den Mangel an Wissen über die tatsächliche Anatomie, den sogenannten Gold Standard, erschwert. Aus diesem Grund werden meist Segmentierungen von Experten als Bronze Standard definiert und für den Vergleich herangezogen [JFH⁺02].

Anhand von Phantomexperimenten haben Bauer et al. [BPS⁺10] gezeigt, dass die Ergebnisse einer automatisierten CT-Segmentierung mit der Qualität einer manuellen Segmentierung durch Experten und der damit verbundenen Ungenauigkeit Schritt halten können.

Somit können die Segmentierungen der CT-Daten für andere Prozesse, die zur Umsetzung eines Navigationssystems notwendig sind, ebenso als Bronze Standard definiert werden, da sie die tatsächliche Anatomie hinreichend genau beschreiben.

Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten Im entwickelten Navigationssystem sollen für die Registrierung im Falle der Leber Landmarken verwendet werden, welche auf natürliche Weise im Organ vorkommen und nicht vor einer Operation platziert werden müssen. Aus dem Vergleich der Lage der Blutgefäße in den prä- und intraoperativen Bilddaten kann während der Operation die Deformation des Gewebes bestimmt werden und somit eine Registrierung der Datensätze durchgeführt werden. Da eine manuelle Gefäßsegmentierung in diesem Schritt sehr komplex und zu zeitaufwändig wäre, muss die Extraktion der Gefäßlandmarken aus den intraoperativen B-Mode- und Power-Doppler-Ultraschallbilddaten automatisiert erfolgen.

Verbesserung der Ultraschall Segmentierung Die in der Literatur vorgestellten Verfahren zur Segmentierung von Gefäßen aus Ultraschalldaten sind vielversprechend (siehe Abschnitt 3.1). Allerdings muss der Umfang der segmentierten Daten erhöht werden, um möglichst viele Landmarken für eine Registrierung zu erzeugen. Gleichzeitig ist es wünschenswert, dass keine Artefakte durch eine Übersegmentierung entstehen. Das Ziel ist demnach nicht unbedingt eine Qualitätsverbesserung der Ultraschallsegmentierung, sondern eher eine Quantitätssteigerung bei gleichzeitiger Erhaltung der Qualität.

Eigener Beitrag

In dieser Arbeit wird ein kombinierter Ansatz vorgestellt, welcher die Gefäße aus B-Mode- und Power-Doppler-Volumen extrahiert und diese zu einer gemeinsamen Gefäßstruktur vereint [KLDW12].

Die Segmentierungen aus den Ultraschalldaten werden hierbei mit den Segmentierungen aus den CT-Daten verglichen. Auf diese Weise kann gezeigt werden, dass ein kombinierter Ansatz besser für die Ultraschallsegmentierung geeignet ist, da die Anzahl der Landmarken, die für eine spätere Registrierung zur Verfügung stehen, stark erhöht wird.

Die Qualität der Segmentierung wird weiterhin durch die Verwendung von Level-Set-Methoden verbessert [KOLW13]. Mithilfe dieses Verfahrens ist es möglich, Lücken in den Gefäßen zu überbrücken und zusätzliche Strukturen, die durch ein einfaches Schwellwertverfahren nicht erfasst werden können, zu segmentieren.

2.3. Registrierung

Die Registrierung ist eine Kernkomponente des entwickelten Navigationssystems. Sie ermöglicht es, die Multimodalität des Systems nutzbar zu machen, indem die in den verschiedenen Bilddaten dargestellte Anatomie in einem globalen Koordinatensystem in Überdeckung gebracht wird. Auf diese Weise können die präoperativ erstellten Planungsdaten an die intraoperative Lage des Organs angepasst werden.

Die Bildgebung des zu operierenden Organs erfolgt zu unterschiedlichen Zeitpunkten mit wechselnder Patientenlage. Aufgrund der Gewebeeigenschaften im Abdomen ist hierbei mit Verschiebungen und Verformungen der Organe und Strukturen zu rechnen.

Grundannahmen

Rigide Registrierung für die Niere Das Nierengewebe weist eine hohe Festigkeit auf und behält daher auch nach der Mobilisierung³ weitgehend seine Form. Weiterhin liegt das Organ weit vom Diaphragma entfernt und wird somit vom Atemzyklus kaum beeinflusst. Aus diesen Gründen finden zwischen der präoperativen CT-Aufnahme und der intraoperativen Ultraschallbildgebung kaum Deformationen des Organs statt. Somit bietet eine rigide Registrierung für die Niere eine ausreichende Genauigkeit.

Deformierbare Registrierung für die Leber Das Lebergewebe ist im Vergleich zur Niere wesentlich weicher, insofern keine Gewebeveränderung durch eine Zirrhose vorliegt. Somit können bereits durch die Atmung sowie aufgrund der veränderten Patientenlage und der zumindest teilweisen Öffnung des Körpers des Patienten während eines minimalinvasiven Eingriffes an der Leber nicht nur translatorische und rotatorische Lageveränderungen, sondern auch Deformationen des Organs auftreten. Um diese auszugleichen, muss die Registrierung von prä- und intraoperativen Daten der Leber deformierbar erfolgen.

Die Leber ist ein sehr homogenes Organ, welches von drei großen Blutgefäßen versorgt wird. Diese durchziehen das gesamte Organ und spalten sich über mehrere Ebenen baumartig auf. Daher sind die Gefäße als natürliche Landmarken geeignet, um die Deformation möglichst genau und homogen berechnen zu können.

Voraussetzung für die Navigation Die Visualisierung des Tumors in der minimalinvasiven Chirurgie ist ein wichtiger visueller Anhaltspunkt für den Chirurgen. Durch die Registrierung wird es möglich, die CT-Planungsdaten intraoperativ zusammen mit dem Ultraschall in das laparoskopische Video einzublenden oder dreidimensionale Szenen des Operationssitus zu erstellen.

³Im Falle der LPN wird ein Pneumoperitoneum erzeugt und die Niere vom umgebenden Fettgewebe befreit und somit auch vom Bauchfell getrennt.

Eigener Beitrag

Um die Probleme bei der Registrierung von Ultraschallvolumen mit CT-Datensätzen zu überwinden, wurden für die zwei Zielorgane Niere und Leber jeweils passende Registrierungsverfahren ausgewählt.

Für die Niere wurde aufgrund ihrer Abbildungseigenschaften ein intensitätsbasiertes Registrierungsverfahren unter Verwendung der Mattes-Mutual-Information [MHV⁺01] implementiert. Mithilfe der Ultraschall-Elastographiebildgebung ist es möglich, die Festigkeit des Gewebes abzubilden [LSA03]. Die daraus resultierende Darstellung des Gewebes korrespondiert sehr gut mit der im CT aufgenommenen Röntgendichte. Auf diese Weise wurde die Ultraschallbildgebung an das CT angepasst und eine Registrierung basierend auf der Mutual Information ermöglicht [KSW⁺09].

Im Rahmen der Arbeit wird auch ein Verfahren zur multimodalen Registrierung von Datensätzen der Leber entwickelt. Die Gefäßverzweigungen und Gefäßverläufe werden hierbei für einen landmarkenbasierten Ansatz verwendet. Mithilfe eines Graph Matchings von Oyarzun Laura et al. [OLDE⁺12] werden Korrespondenzen zwischen den Gefäßsystemen ermittelt. Die Anzahl der verwendbaren Landmarken hängt hierbei stark von der Segmentierung der Datensätze ab [KOLW13]. Im Rahmen dieser Arbeit wird gezeigt, dass die Registrierungsgenauigkeit für definierte Zielstrukturen mithilfe der Deformation des Organs gesteigert werden kann. Die Qualität der deformierbaren Registrierung kann auf mehrere Arten verbessert werden. Zunächst durch die Verwendung von Landmarken sowohl aus dem Ultraschall-B-Mode-Volumen als auch aus dem Power-Doppler-Volumen [KLDW12]. Zusätzlich zu den Verzweigungspunkten wurden korrespondierende Landmarken auf der gesamten Mittellinie der Gefäße erzeugt. Dies geschieht nicht nur im Bereich der Verzweigungen, die miteinander gematcht werden, sondern auch darüber hinaus, sofern dies möglich und anatomisch korrekt ist [KKOLW13].

2.4. Regmentation

Regmentation ist nach Erdt et al. [ESS12] die Kombination von Registrierung und Segmentierung. In der Literatur wurde hierüber bereits häufiger im Rahmen der modellbasierten Segmentierung berichtet [HLC98, BSC⁺99, CTH⁺02, WN03, XBR04, BRW05, PFG⁺06, GBHN07, ESS12].

In dieser Arbeit wird der Begriff Regmentation aufbauend auf der Arbeit von [ESS12] erstmals für die kombinierte Segmentierung von Gefäßen aus Ultraschallbilddaten und die Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten vorgeschlagen.

Grundannahmen

Verbesserung der Gefäßsegmentierung Durch eine erneute Segmentierung nach einer ersten Registrierung kann die Gefäßsegmentierung der Ultraschalldaten verbessert werden. Zum einen ist es möglich, den Umfang der aus den Ultraschallvolumen extrahierten Gefäße und damit der für eine Registrierung nutzbaren Landmarken zu steigern. Zum anderen sollen Fehler in der Segmentierung, welche die Registrierung negativ beeinflussen können, eliminiert werden.

Verbesserung der deformierbaren Registrierung Basierend auf den neu ermittelten Landmarken kann die Registrierung verbessert werden. Je größer die Menge an segmentierten Gefäßstrukturen ist, die aus beiden Datensätzen extrahiert werden kann, desto aussagekräftiger wird die deformierbare Registrierung der beiden Datensätze. Weiterhin kann durch die Segmentierung zusätzlicher Gefäße die deformierbare Registrierung auf neue Bereiche des Organs ausgeweitet werden, um somit die Genauigkeit der deformierbaren Registrierung zu erhöhen.

Eigener Beitrag

Zusätzlich zu den in Abschnitt 2.2 vorgestellten Verbesserungen der Segmentierung wird im Rahmen dieser Arbeit der von [ESS12] eingeführte Begriff Regmentation für die Gefäßsegmentierung neu angewendet.

Aus den initial segmentierten Gefäßen des Ultraschalls können Landmarken für die Registrierung mit den aus dem CT segmentierten Gefäßen extrahiert werden. Einige Gefäße können im ersten Segmentierungsschritt aufgrund ihrer schlechten Abbildungseigenschaften nicht detektiert werden, ohne dabei Artefakte wie z. B. eine starke Übersegmentierung zu erzeugen. Das Ziel ist es, diese Gefäße durch eine Wiederholung der Segmentierung segmentierbar zu machen. Nach einer Registrierung geben die Gefäße aus dem CT Hinweise darauf, wo im Ultraschall gegebenenfalls noch Gefäße vorhanden sind. Dies kann in Form einer Auftrittswahrscheinlichkeit für ein Gefäß im Ultraschall ausgedrückt werden. Basierend hierauf kann eine Nachbarschaftssuche mit angepassten Parametern im Ultraschallvolumen erfolgen.

Mithilfe der zusätzlich detektierten Gefäße kann dann im Rahmen der Regmentation eine erneute Registrierung ausgeführt werden. Ein iteratives Vorgehen bei der vorgeschlagenen Regmentation ist Erfolg versprechend.

2.5. Tracking

Das Ziel des Trackings ist es, die Position und Orientierung eines Objektes im Trackingkoordinatensystem zu bestimmen. Bisher werden bildgebende Modalitäten, wie z. B. der Ultraschallkopf, und Instrumente getrackt, wodurch die Annäherung der Instrumente an eine interessierende Struktur im aufgenommenen Bild visualisiert werden kann.

Während einer minimalinvasiven Resektion wird das gesamte Organ immer wieder deformiert und der Tumor auch aus dem Organ gelöst. Daher ist ein permanentes Tracking der Position und Orientierung des Tumors und der Kamera während des gesamten Eingriffes notwendig, um das segmentierte Tumormodell anatomisch korrekt in das laparoskopische Video einblenden zu können.

Grundannahmen

Elektromagnetisches Trackingverfahren Ein optisches Tracking im Inneren des Patienten ist aufgrund der beschränkten Platzverhältnisse und möglicher Verschmutzungen der Marker aussichtslos (siehe auch Appendix E).

Stattdessen bietet sich das elektromagnetische Tracking für minimalinvasive Eingriffe an. Die hierfür verwendeten Sensoren sind so weit miniaturisiert, dass sie problemlos in Biopsienadeln eingeführt oder an der Spitze von Instrumenten angebracht werden können. Somit ist auch ein Tracking der Spitze von weniger starren (z. B. biegsame Nadeln) bis hin zu flexiblen Werkzeugen (z. B. flexible Endoskope) möglich.

Durch die Platzierung eines miniaturisierten Trackingsensors in den Sicherheitsrand des Tumors kann die Tumorumlage permanent überwacht werden.

Einsatz von Tumortracking Um die während der Operation auftretenden Orts- und Lageveränderungen des Tumors im Video anatomisch korrekt abbilden zu können, muss die Tumorbewegung relativ zur laparoskopischen Kamera bestimmt werden. Hierzu ist eine Registrierung des Trackingsystems mit den beiden intraoperativen Bildgebungen (Ultraschall und Video) erforderlich.

Rigidität des Tumors Die mithilfe des in dieser Arbeit entwickelten Navigationssystems zu resezierenden Tumore sind wesentlich fester als das umgebende gesunde Organgewebe. Hierdurch braucht eine Deformierung des Tumors für das Tracking nicht näher betrachtet zu werden.

Eigener Beitrag

Im Rahmen dieser Arbeit wird ein Ansatz entwickelt, mit dessen Hilfe das Tracking des Tumors ermöglicht wird. Hierzu wird ein einzelner Sensor eines elektromagnetischen Trackingsystems nahe am zu resezierenden Tumor ins Gewebe eingebracht und dort mithilfe eines Ankers fixiert. Durch die Verwendung eines einzelnen, miniaturisierten Sensors wird es möglich, die Tumorbewegung mit allen sechs Freiheitsgraden zu detektieren [KN11]. Das gleiche elektromagnetische Tracking wird auch für die Lageverfolgung der Kamera verwendet, indem der Sensor an der Kamera fixiert wird. Das Tracking des Tumors und der laparoskopischen Kamera erfolgt während des gesamten minimalinvasiven Eingriffes [PSK⁺11].

2.6. Visualisierung

Das Ziel der intraoperativen Visualisierung ist es, den Chirurgen bei der Lokalisation des Tumors zu unterstützen und somit seine Orientierung während des minimalinvasiven Eingriffes zu erleichtern. Bereits zu Beginn des Eingriffes, also nach der Präparation des Operationsgebietes, sollen Visualisierungen angeboten werden. Mit der Darstellung der Ziel- und Risikostrukturen kann so das geplante Vorgehen noch einmal überprüft und gegebenenfalls angepasst werden. Für eine solche intraoperative Visualisierung ist eine Registrierung der Planungsdaten mit der Anatomie des Patienten erforderlich.

Während der gesamten Operation ist es das Ziel, den Tumor permanent zu visualisieren, um dem Arzt einen Blick auch unter die Gewebeschichten zu erlauben, welche im Verlauf der Operation reseziert werden sollen. Für diese Phase ist nicht nur eine Registrierung, sondern auch die permanente Lokalisation des Tumors notwendig.

Grundannahmen

Permanente Visualisierung Im Zuge der Operation wird das Organ und auch der teilresezierte Tumor stark bewegt. Dabei kann es vorkommen, dass das Organ sogar auf die Seite gelegt bzw. komplett gedreht wird. Der Tumor wird unabhängig vom Organ angehoben und bewegt.

Solche Deformationen sind für den Visualisierungsalgorithmus nicht vorhersehbar und können auch nicht durch eine erneute Registrierung ausgeglichen werden.

Die Visualisierung der interessierenden Strukturen soll permanent während des gesamten Eingriffes erfolgen, um dem Arzt zu jedem Zeitpunkt während des Eingriffes die notwendige Information über die Tumorumlage zur Verfügung zu stellen.

Konfidenzsteigerung des Chirurgen Durch die permanente Visualisierung der Zielstruktur entfällt die Notwendigkeit für den Arzt, sich nach erfolgter Manipulation im Operationssitus immer wieder neu zu orientieren und er kann sich voll auf die Resektion konzentrieren. Hierdurch wird der Zeitdruck, welcher aus der Unterbrechung der Blutversorgung des Organs resultiert, reduziert. Dies wiederum ermöglicht es, die Erfolgsrate der partiellen Nephrektomien und auch anderer laparoskopischer und roboterassistierter Eingriffe im Weichgewebe zu steigern.

2. Wissenschaftlicher Beitrag zur intraoperativen Navigation

Eigener Beitrag

In dieser Arbeit wird ein Verfahren vorgestellt, welches eine permanente Visualisierung des Tumors während des gesamten Verlaufes der laparoskopischen Operation ermöglicht [SKS⁺10]. Die Visualisierung erfolgt durch die Darstellung der interessierenden Strukturen im laparoskopischen Video über die erweiterte Realität [KN10].

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

Inhalt

3.1. Stand der Technik	18
3.1.1. Gliederung der Segmentierungsverfahren	18
3.1.2. Taxonomie	19
3.1.3. Tubuläre Strukturen/Gefäßartigkeit	23
3.1.4. Schwellwertverfahren/Region Growing	25
3.1.5. Modellbasierte/Level-Set-Methoden	27
3.1.6. Centerlinebasierte Verfahren	28
3.1.7. Künstliche Intelligenz	30
3.1.8. Hybride	30
3.1.9. Fazit	30
3.2. Entwickelte Segmentierungsmethoden	31
3.2.1. B-Mode-Bilddaten	32
3.2.2. Power-Doppler-Bilddaten	38
3.2.3. Kombinierte Segmentierung	44
3.3. Ergebnisse	48
3.3.1. Eigenschaften der Bilddaten	48
3.3.2. B-Mode-Bilddaten	48
3.3.3. Power-Doppler-Bilddaten	49
3.3.4. Kombinierte Segmentierung	51

Das Ziel der Gefäßsegmentierung ist es, die Gefäße vom umliegenden Leberparenchym zu separieren. Die Anatomie der Gefäße ist die wichtigste Informationsquelle für den Leberchirurgen. Bereits vor der Operation wird anhand von kontrastverstärkten CTs die Lage der Gefäße relativ zum Tumor ermittelt und bewertet. Dies gibt wichtige Hinweise auf die Operabilität [LRH⁺05]. Auch für die Operationsplanung müssen die Gefäße aus den Bilddaten extrahiert werden [GLD⁺99, MTC02]. Anhand der Gefäße erfolgt die Einteilung der Leber in Segmente und Subsegmente. Die bekannteste Segmenteinteilung wurde bereits in den 50er Jahren des 20. Jahrhunderts durch Claude Couinaud vorgestellt. Wie in Abbildung 3.1 dargestellt, umfasst die Couinaud Einteilung acht Segmente, wobei eines der Segmente in zwei Untersegmente gegliedert ist [Bis82]. Mit dem Wissen über die Gefäßanatomie und die Tumorumlage wird entschieden, welche Segmente entfernt werden müssen.

Neben der Operationsplanung bietet sich die Gefäßanatomie mit ihren Verzweigungen als natürliche interne Landmarken für die Registrierung prä- und intraoperativer Bilddaten im Bereich der Viszeralchirurgie an. Die Tatsache, dass sich die Gefäßbäume über das gesamte Organ auch in tiefere Regionen erstrecken und ihre charakteristischen Merkmale wie Durchmesser, Bifurkationen und Länge stabil gegenüber intraoperativen Verformungen sind, ermöglichen ihre Verwendung für eine Registrierung [GTK⁺05].

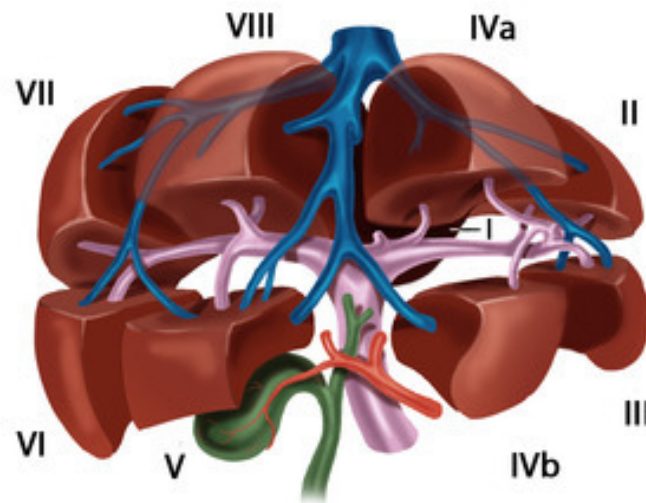


Abbildung 3.1.: Segmenteinteilung der Leber nach Couinaud. In Blau dargestellt ist die Lebervene, welche das Blut aus der Leber abtransportiert. Die in Rosa dargestellte Portalvene bringt venöses Blut in die Leber, während die in Rot dargestellte Leberarterie die Leber mit sauerstoffreichem arteriellem Blut versorgt. In Grün dargestellt ist die Gallenblase mit dem Gallengang. Quelle: <http://www.webop.de/surgeries/123/anatomy>

Die Segmentierung der Gefäße aus den Ultraschallbilddaten erfolgt intraoperativ, während der Patient bereits narkotisiert ist. Daher sollte die Gefäßsegmentierung möglichst schnell erfolgen und nur geringe oder gar keine Interaktion durch den Chirurgen erfordern. Die zum Teil sehr umfangreichen und komplexen Strukturen stellen allerdings sehr hohe Anforderungen an die Segmentierung. Mit manuellen oder semiautomatischen Algorithmen sind diese für den Arzt durch den erheblichen Mehraufwand im Klinikalltag kaum zu bewerkstelligen. Hieraus folgt, dass sowohl die Segmentierung der internen Landmarken als auch die anschließende Registrierung unter Verwendung dieser Landmarken automatisiert erfolgen müssen.

3.1. Stand der Technik

In diesem Abschnitt soll der Stand der aktuellen Forschung im Bereich der Gefäßsegmentierung vorgestellt werden. Der Fokus liegt hierbei auf der Segmentierung von Gefäßen aus Ultraschallbilddaten.

3.1.1. Gliederung der Segmentierungsverfahren

Grundsätzlich lassen sich die Segmentierungsverfahren nach Bauer et al. [BPS⁺10] in zwei Arten von Ansätzen unterteilen. Zum einen lokal angewendete Methoden, sogenannte Top-Down-Ansätze, welche benachbarte Strukturen, ausgehend von einem Saatpunkt, vereinen, solange ein gegebenes Segmentierungskriterium erfüllt ist. Beispiele hierfür sind das Regionenwachstum und aktive Konturen. Dem gegenüber stehen die globalen Methoden oder auch Bottom-Up-Ansätze, welche das Segmentierungskriterium auf allen Voxeln eines Datensatzes auswerten. Hierzu können die Histogrammanalyse und Filter zur Hervorhebung tubulärer Strukturen gezählt werden.

Lesage et al. präsentierten in ihrer Arbeit eine ausführliche Übersicht über die existierenden Ansätze zur Gefäßsegmentierung [LABFL09]. Die von Lesage et al. getroffene Einteilung der Arbeiten auf diesem Gebiet verfeinert die von Bauer et al. vorgeschlagene Einteilung und wird im Folgenden beispielhaft erklärt. Lesage et al. gliederten die in der Literatur vorgestellten Extraktionsmethoden anhand von

- Vorüberlegungen zur Gefäßrepräsentation in den Bilddaten,
- den berechneten Merkmalen, welche für die Segmentierung genutzt werden und
- der eigentlichen Extraktion der Gefäßstrukturen.

Kirbas und Quek haben in ihrer Arbeit [KQ04] verschiedene Gefäßextraktionsmethoden untersucht. Ihre Einteilung verfeinert die Klassifikation der Extraktionsschemata nach Lesage et al. [LABFL09]. So unterscheiden Kirbas und Quek Ansätze basierend auf Mustererkennungstechniken, modellbasierten Methoden, Trackingverfahren, künstlicher Intelligenz, neuronalen Netzen und tubulären Strukturen. In den jeweiligen Bereichen wurden noch weitere Unterteilungen getroffen. Ein weiterer wichtiger Beitrag der Arbeit ist die Beschreibung der Eigenschaften der Segmentierungsverfahren aus den oben genannten Bereichen in Form von anschaulichen Tabellen.

Im folgenden Abschnitt werden die vorgeschlagenen Lösungsansätze zur Segmentierung von Gefäßen aus medizinischen Bilddaten vorgestellt und miteinander verglichen.

3.1.2. Taxonomie

Die klinischen Umstände beim Einsatz eines Navigationssystems definieren die wichtigsten Anforderungen, welche ein Segmentierungsalgorithmus erfüllen muss, um im Operationssaal eingesetzt werden zu können.

Klinische Anforderungen

- Segmentierung von Ultraschallbilddaten
- Verarbeitung von dreidimensionalen Volumendaten
- Segmentierung des gesamten Gefäßbaumes
- möglichst wenig Interaktion
- kurze Laufzeit

In Tabelle 3.1 wurde eine Einteilung der Literatur zum Thema Gefäßsegmentierung anhand dieser Anforderungen vorgenommen. Hierbei wird schnell ersichtlich, welche Ansätze für den Einsatz im Operationssaal in Frage kommen.

Um möglichst große Bereiche der Leber abzubilden, wurden die zu verarbeitenden Ultraschalldaten als dreidimensionale Volumen aufgenommen. Daher entfallen Arbeiten zur Segmentierung von zweidimensionalen Bilddaten in der linken Hälfte der Tabelle 3.1. Weiterhin sollen möglichst alle Gefäßstrukturen auf einmal segmentiert werden, wodurch die Arbeiten in der unteren Hälfte der Tabelle ebenfalls entfallen.

Die Arbeiten im verbleibenden Quadranten unterscheiden sich in ihrer Laufzeit und der notwendigen Interaktion. Die Algorithmen in der rechten oberen Zelle der Tabelle stellen dabei das derzeitige Optimum dar, da sie mit wenig Nutzerinteraktion in kurzer Zeit ganze Gefäßbäume aus dreidimensionalen Bilddaten segmentieren können.

Aus den oben genannten Anforderungen an Gefäßsegmentierungsalgorithmen ergibt sich eine Bewertung der Arbeiten anhand der folgenden Eigenschaften.

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

Tabelle 3.1.: Einteilung der Literaturbeiträge zum Thema Gefäßsegmentierung anhand der wichtigsten Eigenschaften bezüglich des Algorithmus und der Ausgabedaten. Die rot unterlegten Zellen sind aufgrund ihrer langen Laufzeit nicht für den intraoperativen Einsatz geeignet. Für die grau hinterlegten Zellen wurden keine Arbeiten im Bereich der Ultraschallsegmentierung vorgestellt. Die weiß hinterlegten Zellen repräsentieren Eigenschaften, welche die Verwendung bei der intraoperativen Gefäßsegmentierung aus Ultraschallvolumendaten ausschließen. Die grün unterlegte Zelle beinhaltet die interessantesten Arbeiten, welche alle klinischen Anforderungen erfüllen.

		Dimension				
		2D		3D		
Ganzer Gefäßbaum	ja			[FNVV98], [LSB09], [PBB05], [SNA+97], [Sat05], [SSTM06]	[DOL10c], [ERS08], [HSV+03a], [KGSD95], [LEHS03], [LCB+97], [NKL+12]	kurz
		[BB08c], [CR03]		[BPS+10], [MVN06]	[BB08b], [LBRS07], [LFG+01], [MVL+06], [MST10], [PJBB05], [SPBC+06]	
	nein	[WNV04]	[APW10], [DSS+11]		[GSM+07]	kurz
					[LY07]	
		hoch	gering	hoch	gering	
		Interaktion / Parameteranzahl				

Eigenschaften für die Bewertung

- Modalität
- Dimensionalität
- Verwendung der Hesse Matrix
- Parameter/Vorwissen/Nutzerinteraktion
- Komplexität/Laufzeit
- Ausgabe
- Segmentierungsergebnis (gesamter Gefäßbaum)

Neben der Beschreibung dieser Eigenschaften werden die Arbeiten basierend auf dem grundlegenden algorithmischen Ansatz klassifiziert. Hierbei wird die folgende methodische Einteilung getroffen, welche sich an die Klassifikationen aus [MVL⁺06, KQ04, AB02, LABFL09] anlehnt und an die oben genannten Anforderungen angepasst wurde.

Methodische Einteilung

- Tubuläre Strukturen/Gefäßartigkeit
- Schwellwertverfahren/Region Growing
- Modellbasierte/Level-Set-Methoden
- Centerlinebasiert
- Hybride
- Künstliche Intelligenz/Stochastische Verfahren

Die folgende Tabelle 3.2 enthält eine Übersicht der in der Literatur vorgestellten Gefäßsegmentierungsverfahren, klassifiziert anhand der zuvor genannten methodischen Einteilung und beschrieben durch die oben genannten Eigenschaften.

Der Fokus dieser Übersicht liegt auf grundlegenden Arbeiten, aktuellen Arbeiten und Ansätzen für die Segmentierung von Gefäßen speziell aus Ultraschallbilddaten.

Die Arbeiten wurden zur besseren Übersicht innerhalb der Methoden alphabetisch aufsteigend sortiert. Die grün unterlegten Arbeiten erfüllen alle klinischen Anforderungen (vgl. Tabelle 3.1).

Tabelle 3.2.: **Modalität:** BM = Ultraschall-B-Mode, CM = Konfokale Mikroskopie, CTA = Computer Tomographie Angiographie, DSA = Digitale Subtraktions Angiographie, DW-MRI = Diffusionsgewichtete Magnetresonanztomographie, MRA = Magnetresonanztomographie, MRT = Magnetresonanztomographie, PDM = Ultraschall-Power-Doppler-Mode; **Dimension:** 2D = Verarbeitung einzelner Schichtbilder, 3D = Volumendaten; **Hessian:** ja = Eigenschaften werden aus der Hesse Matrix berechnet, nein = keine Verwendung der Hesse Matrix; **Parameter Nutzerinteraktion:** S = Saatpunkt, SW = Schwellwert, Zahl = Anzahl weiterer Parameter; **Numerische Skalierung der Komplexität/Laufzeit:** 0 = Unzureichend, 1 = Befriedigend, 2 = Gut, 3 = Sehr gut; **Ausgabe:** B = Binärbild, CL = Centerline, D = Gefäßdurchmesser, E = Ellipse um Gefäß, GB = gefäßverstärktes Bild, K = Kontur, M = Gefäßmittelpunkt, R = Gefäßradius, S = Gefäßoberfläche; **Gesamter Gefäßbaum:** ja = der gesamte Gefäßbaum wird auf einmal segmentiert, nein = es erfolgt nur die Segmentierung von Teilstücken des Gefäßsystems

Kürzel	Modalität	Dimension	Hessian	Parameter/Nutzerinteraktion	Komplexität/Laufzeit	Ausgabe	gesamter Gefäßbaum
<i>Tubuläre Strukturen/Gefäßartigkeit</i>							
[DOL10c]	CTA	3D	ja	S, SW	2	B	ja
[ERS08]	CT	3D	ja	-	3	B	ja
[FNVV98]	DSA, MRA	3D	ja	5	2	GB	ja
[KGSD95]	MRA	3D	ja	2	2	GB	ja
[LCB ⁺ 97]	DSA, MRA	3D	ja	0	2	GB	ja
[SNA ⁺ 97]	CTA, MRA, MRT	3D	ja	4	2	GB	ja
[Sat05]	CT, MRT	3D	ja	5	2	GB, CL, D	ja

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

Kürzel	Modalität	Dimension	Hessian	Parameter/Nutzerinteraktion	Komplexität/Laufzeit	Ausgabe	gesamter Gefäßbaum
<i>Schwelwertverfahren/Region Growing</i>							
[BB08c]	CTA	2D	nein	SW, 4	0	CL	ja
[CR03]	DSA	2D	ja	SW, 6	1	B	ja
[DSS ⁺ 11]	BM	2D	nein	SW	3	K, D	nein
[HSV ⁺ 03a]	BM, CT	3D	nein	SW	3	CL, D	ja
[LEHS03]	PDM, CTA, MRA	3D	nein	S, SW	2	CL	ja
[LSB09]	CT	3D	ja	4 SW	2	B	ja
[PBB05]	CT	3D	ja	4	2	CL, R	ja
[SSTM06]	CT	3D	nein	8	2	CL	ja
<i>Modellbasierte/Level-Set-Methoden</i>							
[APW10]	BM	2D	nein	SW, 2	3	M, E	nein
[GSM ⁺ 07]	BM	3D	nein	S, 1	3	E	nein
[LY07]	CTA, MRA	3D	nein	2 S, 4	1	CL, R	nein
[LFG ⁺ 01]	CT, MRA	3D	ja	1	1	S, R	ja
[MVN06]	CT, CTA	3D	ja	SW, 10	1	B	ja
[MVL ⁺ 06]	CTA	3D	nein	S, 2	1	B	ja
[MST10]	CTA, DW-MRI	3D	nein	S	1	CL	ja
[PJBB05]	CT	3D	ja	3	1	B, CL, R	ja
[WNV04]	DSA	2D	ja	2S, 4	2	CL	nein
<i>Centerlinebasiert</i>							
[ABPE96]	CTA, MRA	3D	ja	S, 1	1	CL, R	nein
[AB02]	BM, CT, MRA	3D	ja	S, 1	1	CL, R	nein
[AJWB03]	CTA, MRA	3D	ja	S	1	CL, R	nein
[BB08b]	CT, CTA	3D	nein	2	1	CL, R	ja
[BPS ⁺ 10]	CT	3D	ja	4	1	CL, R	ja
<i>Künstliche Intelligenz/Stochastische Verfahren</i>							
[SPBC ⁺ 06]	CM	3D	ja	SW	1	B	ja
<i>Hybride</i>							
[LBRS07]	Micro-CT	3D	ja	SW, 1	0	CL, S	ja
[NKL ⁺ 12]	BM	3D	nein	2	3	B, CL	ja

Aus den Tabellen 3.1 und 3.2 wird ersichtlich, dass ein Großteil der als geeignet erachteten Verfahren auf der Verstärkung der tubulären Strukturen in den Bilddaten basieren. Diese Verfahren realisieren zwar keine direkte Segmentierung der Gefäße, sie lassen sich aber sehr gut mit einfachen Segmentierungsmethoden wie der Schwellwertfilterung und dem Region Growing verbinden, welche sich durch ihre kurze Laufzeit empfehlen und einfach zu parametrisieren sind. Auch bei den meisten modellbasierten Ansätzen ist zwar wenig Nutzerinteraktion notwendig, allerdings verhindert hier oft die Laufzeit den intraoperativen Einsatz.

Anhand der zuvor eingeführten methodischen Einteilung werden die in Tabelle 3.2 aufgezeigten Segmentierungsalgorithmen im Folgenden näher vorgestellt. Die Sortierung erfolgt chronologisch innerhalb der Methoden, um die Entwicklung der Forschung darzustellen.

3.1.3. Tubuläre Strukturen/Gefäßartigkeit

Koller et al. haben basierend auf den Eigenvektoren aus der Hesse Matrix steuerbare Filter initialisiert [KGSD95]. Um die Gefäße hervorzuheben wird in der Ebene, die durch die beiden Eigenvektoren mit den größten Eigenwerten aufgespannt wird, anhand der ersten Ableitung von Gaußfiltern die Kantenstärke berechnet. Dies geschieht unter Verwendung einer Multiskalenberechnung.

Auch von Lorenz et al. wurden in [LCB⁺97] die Eigenwerte der Hesse Matrix für die Extraktion von linienförmigen Strukturen aus medizinischen Bilddaten untersucht. Ihre Sortierung der Eigenwerte weicht dabei von anderen Verfahren zur Berechnung der Gefäßartigkeit ab (vgl. [SNA⁺97, FNVV98, ERS08]) ab. Die Funktion für die Beschreibung der Gefäßartigkeit kommt ohne Parameter aus. Sie unterscheiden zwischen linien- und flächenartigen Strukturen im Bild. Auch hier wird eine Multiskalenanalyse durchgeführt. Zur Segmentierung des Gefäßes haben Lorenz et al. die Bestimmung der Centerline über ein Schwellwertverfahren und einen Line-Walker oder die Bestimmung der Oberfläche mithilfe von aktiven Konturen vorgeschlagen.

Ähnlich wie Lorenz et al. haben auch Sato et al. in [SNA⁺97] die Berechnung eines Ähnlichkeitsmaßes für Linienstrukturen vorgestellt. Durch die unterschiedliche Sortierung der Eigenwerte aus der Multiskalenanalyse der Hesse Matrix und die Verwendung einer anderen Ähnlichkeitsfunktion wird ihr Ansatz mit zwei Parametern initialisiert. Genau wie in [FNVV98] erfolgte auch hier keine Segmentierung der Gefäße, sondern nur eine Hervorhebung von gefäßartigen Strukturen im Bild.

In [Sat05] findet sich eine genauere Beschreibung des Verfahrens für die Hervorhebung von Gefäßen, welche zusätzlich um die Extraktion der Centerline und die subvoxel genaue Bestimmung des Gefäßdurchmessers erweitert wurde.

Eine der grundlegenden Arbeiten im Bereich der Gefäßsegmentierung stammt von Frangi et al. [FNVV98]. Diese beschreiben, ausgehend von der Berechnung der zweiten Ableitung eines Gaußgefilterten Bildes über die Hesse Matrix, die geometrischen Eigenschaften von Strukturen im Bild anhand der Eigenwerte und Eigenvektoren. Hierbei unterscheiden Frangi et al. zwischen linienartigen, plattenförmigen und klecksartigen Strukturen im Bild. In Tabelle 3.2 wird diese Arbeit unter *Tubuläre Strukturen/Gefäßartigkeit* geführt, da Frangi et al. ihren Algorithmus zur Hervorhebung von Gefäßen in Bildern konzipiert haben und keine Segmentierung im klassischen Sinne erfolgt.

Erdt et al. haben in [ERS08] eine eigene Ähnlichkeitsfunktion für Gefäße in kontrastierten CT-Aufnahmen analytisch hergeleitet. Sie verwenden hierzu eine Multiskalenanalyse und die Berechnung der Hesse Matrix. Die Gefäße wurden als Zylinder mit Gauß'schem Helligkeitsprofil modelliert. Die Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes erfolgt durch einen Filter, welcher über die Eigenwertanalyse an den Gefäßen ausgerichtet wird. Die Segmentierung der Gefäße erfolgt über ein automatisches Schwellwertverfahren bei dem iterativ der Schwellwert abgesenkt wird, bis die Intensität von 80 % aller als Gefäß klassifizierten Voxel über der mittleren Helligkeit des gefilterten Bildes liegt. Abbildung 3.2 zeigt das Ergebnis der Segmentierung im Vergleich mit einem herkömmlichen Schwellwertverfahren. Die Implementierung der Methode erfolgte auf der Grafikkarte, wodurch ein enormer Geschwindigkeitsanstieg gegenüber der CPU-basierten Berechnung erzielt werden konnte.

Drechsler und Oyarzun Laura vergleichen in [DOL10a] drei Methoden zur Berechnung der Gefäßartigkeit (engl. Vesselness) aus [SNA⁺97, FNVV98, ERS08]. Basierend auf den Erkenntnissen entwerfen sie in [DOL10c] einen neuen Ansatz zur Integration der Vesselness-Werte aus der Multiskalenanalyse nach [SNA⁺97]. Die vorgeschlagene gewichtete additive Rückantwort verbessert die Robustheit der Gefäßsegmentierung gegenüber dem Bildrauschen und separiert nah beieinander verlaufende Gefäße.

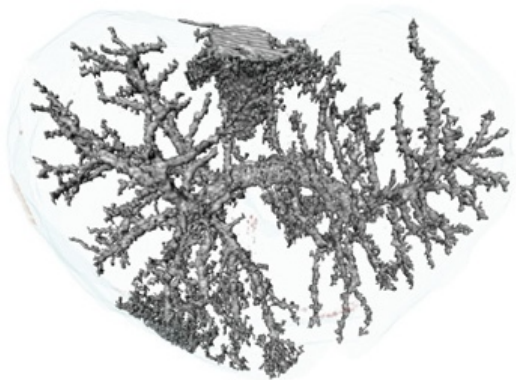
3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten



(a) Volumen Rendering des kontrastverstärkten CTs



(b) Segmentierungsergebnis mit einem hohen Schwellwert



(c) Segmentierungsergebnis mit einem geringen Schwellwert



(d) Segmentierungsergebnis des Verfahrens von Erdt et al.

Abbildung 3.2.: Vergleich der Gefäßsegmentierung in der Leber mit Schwellwerten und dem Verfahren von Erdt et al.. Quelle: [ERS08]

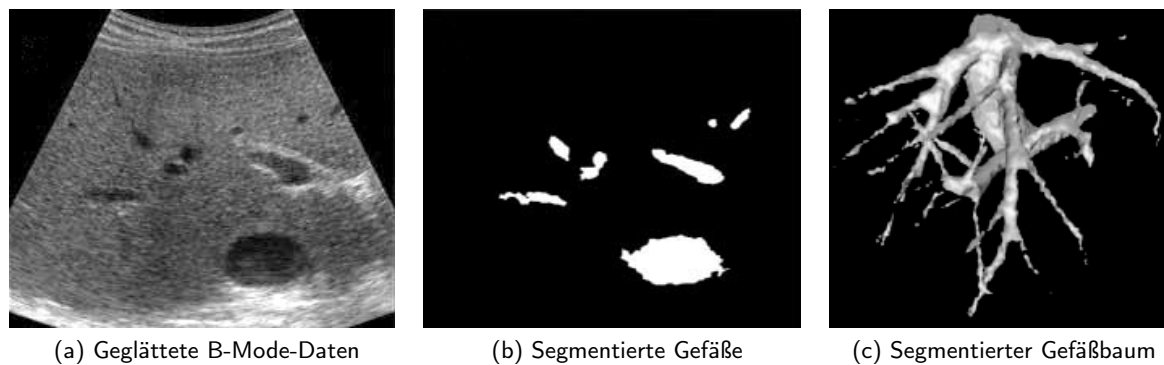


Abbildung 3.3.: Darstellung der Gefäßsegmentierung aus Ultraschalldaten. Quelle: [GTK⁺05]

3.1.4. Schwellwertverfahren/Region Growing

Am Deutschen Krebsforschungszentrum (DKFZ) in Heidelberg wurden Methoden zur Segmentierung des Portalbaumes aus kontrastmittelverstärkten Drei-Phasen-Spiral-CTs entwickelt. Der resultierende Gefäßbaum wurde dabei durch ein Schwellwertverfahren segmentiert und als Skelett gespeichert, wodurch die Topologie der Daten erhalten bleibt [LVH⁺02]. Um den präoperativen Gefäßbaum und die darauf basierenden Planungsdaten während der OP nutzbar zu machen, wurde intraoperativ auch aus Ultraschalldaten ein Gefäßgraph segmentiert. Die Aufnahmen des Ultraschallvolumens erfolgten dabei freihändig unter Jet-Ventilation und Ruhigstellung des Organs durch chirurgische Maßnahmen. Vor der Segmentierung wurden die B-Mode-Bilddaten durch anisotrope Diffusion und morphologische Grauwertoperationen geglättet. Zur Gefäßextraktion wurde ein zweistufiges Schwellwertverfahren angewendet [HSV⁺03b], welches durch ein Region Growing umgesetzt wurde. Die Ermittlung der Saatpunkte erfolgte automatisch basierend auf einer einfachen Schwellwertanalyse. Hassenpflug et al. beschreiben in [HSV⁺03a] die Verarbeitung von Ultraschall-Doppler-Aufnahmen und die Probleme, welche bei der Segmentierung und der Verarbeitung zu einem Gefäßgraphen auftreten können. Allerdings wurden all diese Verfahren nur als Machbarkeitsstudie umgesetzt. Probleme lagen in der Qualität der aufgenommenen Ultraschalldaten, der Ruhigstellung des Organs und der Art und des Umfangs der Segmentierungsergebnisse [GTK⁺05]. Abbildung 3.3 zeigt ein Beispiel für die Ultraschallgefäßsegmentierung des DKFZ.

Canero und Radeva beschreiben in [CR03] ein Verfahren zur Hervorhebung von Gefäßstrukturen in zweidimensionalen Röntgen-Angiographie-Bilddaten. Unter Verwendung der Vesselness aus [FNVV98] (siehe Tubuläre Strukturen/Gefäßartigkeit auf Seite 23) berechnen sie dabei einen Diffusionstensor, welcher die Richtung einer anisotropen Diffusion vorgibt. Hiermit wird es möglich, die Gefäßkanten bei einer Glättung des Bildes zu erhalten und somit die Gefäße vom Hintergrund abzuheben.

Für die Registrierung von prä- und intraoperativen Bilddaten anhand der Gefäßverläufe wurden von Lange et al. in [LEHS03] Region-Growing-Verfahren und eine manuelle Nachverarbeitung eingesetzt. In ihrer Arbeit wird die Verwendung von dreidimensionalen Ultraschall-Power-Doppler-Bilddaten beschrieben und die dabei auftretenden Probleme benannt. So beschreiben Lange et al. z. B. topologische Unterschiede in den segmentierten Strukturen, da die Gefäße in Power-Doppler-Bilddaten einen größeren Durchmesser aufweisen als in den MRT-Aufnahmen, mit denen sie registriert werden sollen (vgl. Abschnitt 3.2.2).

Um die manuelle Festlegung eines Schwellwertes bei der Centerlinesegmentierung von Gefäßen zu vermeiden, haben Pock et al. in [PBB05] einen adaptiven Schwellwert, basierend auf dem Ver-

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

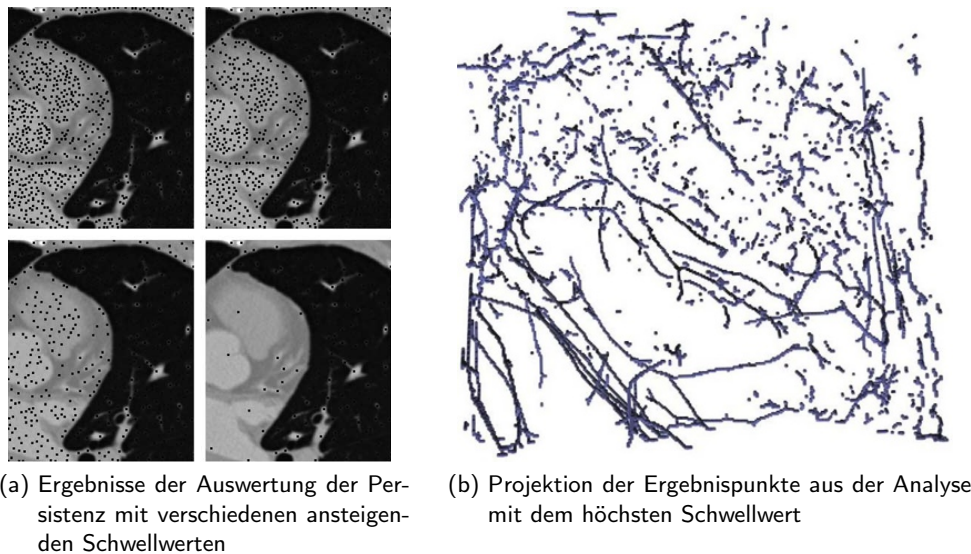


Abbildung 3.4.: Detektion von Gefäßpunkten unter Verwendung der Persistenz. Quelle: [SSTM06]

hältnis der berechneten Medialness¹ und der Gradientenstärke im Zentrum des Gefäßes, definiert. Die Medialness wird über die Auswertung der Gradienteninformation auf einem Kreis in der Normalenebene berechnet. Pock et al. haben zusätzlich noch einen Konfidenzterm für die Symmetrie eingeführt.

Ähnlich zum Region-Growing-Ansatz verwenden Szymczak et al. in [SSTM06] die Persistenz, um in den Schichten eines CT-Volumens, ausgehend von lokalen Maxima, Zusammenhangskomponenten aufzubauen. Unter Verwendung der Persistenz wird dabei nur das stärkste Maximum einer Komponente erhalten. Die resultierenden Voxel liegen meist in Gefäßen und bilden im dreidimensionalen Raum Linien, da die Gefäße aufgrund des Kontrastmittels heller als das umgebende Gewebe sind (siehe Abbildung 3.4). Vereinzelte Maxima außerhalb der Gefäße werden in einem Nachverarbeitungsschritt entfernt, in dem auch aus den Maxima echte Gefäßbäume aufgebaut werden.

Bauer et al. arbeiten in [BB08c] mit einem Schwellwert, allerdings wird mit diesem die Gefäßmittellinie aus den zuvor gefilterten Bilddaten extrahiert. Die Autoren verwenden für die Berechnung des Bildes, auf das der Schwellwert angewendet werden soll, die Vesselness-Berechnung nach Frangi et al. [FNVV98]. Die grundlegende Änderung an diesem Ansatz ist jedoch, dass nicht die Hesse Matrix berechnet wird, um die Eigenwerte und Eigenvektoren für die Vesselness-Berechnung zu bestimmen. Von den Autoren wird vorgeschlagen, hierfür den Gradient Vector Flow [XP98] zu nutzen.

Lo et al. verfolgen in [LSB09] zwar die Segmentierung der Atemwege, allerdings verwenden sie hierfür die Blutgefäße als Hilfestellung. Die Klassifikation der Blutgefäßvoxel arbeitet hierbei auf den Kriterien Helligkeit und Kontrast sowie zwei Kriterien für die Ähnlichkeit zu tubulären Strukturen. Interessant an diesem Ansatz ist, dass keine absoluten Helligkeitswerte herangezogen werden, sondern die Auswertung aller vier Kriterien einzig auf den Eigenwerten der Hesse Matrix erfolgt.

Um die Gefäße aus zweidimensionalen Ultraschall-B-Mode-Bildern zu segmentieren, berechnen Doerfler et al. [DSS⁺11] anhand der Grauwertverläufe im Bild die Auftrittswahrscheinlichkeit eines Gefäßes. Hierbei wird von einer linearen Ultraschallsonde ausgegangen und vertikal im Bild nach Grauwerttälern gesucht. Die Annahme, dass Gefäße immer als Ellipsen abgebildet werden und nicht horizontal bzw. vertikal durch das Bild verlaufen, schränkt den Algorithmus stark ein.

¹Die Wahrscheinlichkeit für das Vorhandensein der Mittellinie.

3.1.5. Modellbasierte/Level-Set-Methoden

Die zuvor beschriebenen Methoden zur Verstärkung der Gefäßartigkeit und der Segmentierung anhand von Schwellwertverfahren arbeiten direkt auf den Helligkeitswerten in den aufgenommenen Ultraschallbildern. Die Anfälligkeit für Übersegmentierungen ist der Hauptnachteil dieser Verfahren. Das Ziel der in diesem Abschnitt beschriebenen Methoden ist es, zusätzliches Formwissen oder auch Wissen weiteres Wissen über die Darstellung der Gefäße in den Bilddaten einzubringen und so die Qualität der Segmentierung zu verbessern.

Der CURVES Algorithmus von Lorigo et al. [LFG⁺01] arbeitet mit Level-Set-Methoden, welche ausgehend von einem schwellwertgefilterten Bild einen Energieterm minimieren, um so die Gefäße zu extrahieren. Durch die Erweiterung zur sogenannten ε -Level-Set-Methode wird die Oberfläche in einem Radius ε um das initialisierte Volumen ausgedehnt. Die Oberfläche passt sich dabei auch an die Bildinhalte an und wird nicht nur durch den Abstand zur Centerline des Gefäßes regularisiert.

Wink et al. haben in [WNV04] die Idee der Wellenfront Ausbreitung basierend auf der Vesselness-Berechnung nach Frangi et al. [FNVV98] vorgestellt. Hierfür werden die Antworten der Multiskalenanalyse von zweidimensionalen Bildern als dreidimensionale Bildstapel angeordnet. Auf diesen wird ausgehend von einem Startpunkt hin zu einem Endpunkt der minimale Pfad, basierend auf den Kosten aus der Vesselness-Funktion, berechnet.

Die Idee des adaptiven Schwellwertes für die Centerline Extraktion aus [PBB05] (siehe Schwellwertverfahren/Region Growing) wurde von Pock et al. in [PBB05] um die Verwendung von Level Sets für die Segmentierung des Gefäßvolumens erweitert. Die Level-Set-Methode wird dabei über die Centerline und die berechneten Radien initialisiert.

Die Vessel-Enhancing-Diffusion nach [CR03] (siehe Schwellwertverfahren/Region Growing) wird durch Manniesing et al. in [MVN06] auf die dritte Dimension erweitert. Die Diffusion und die Berechnung der Vesselness nach [FNVV98] erfolgen dabei iterativ, wodurch sich eine nicht-lineare Diffusion ergibt. Enquobahrie et al. beschreiben in [EIBA07] eine Implementierung der Vessel-Enhancing-Diffusion in der Open-Source-Bibliothek Insight Toolkit (ITK)².

Einen alternativen Ansatz zur Segmentierung von Gefäßen anhand von Level-Set-Methoden wählten Manniesing et al. in [MVL⁺06]. Basierend auf den Grauwertverteilungen aus Histogrammen wird zwischen Gefäßstrukturen und Hintergrund unterschieden und eine lokale Geschwindigkeitsfunktion für die Level Sets aufgebaut. Auch hier werden die Level Sets nur in einem kleinen Band um die bestehende Segmentierung ausgewertet.

Für die Detektion von Thrombosen in Venen verwenden Guerrero et al. [GSM⁺07] ein elliptisches Modell des Gefäßes im zweidimensionalen Ultraschallschnittbild. Dieses Modell definiert die Region, in der durch einen Strahlenalgorithmus ausgehend vom Ellipsenmittelpunkt nach Kanten gesucht wird. Die vorangegangenen zweidimensionalen Gefäßmodelle initialisieren jeweils die Suche im nächsten Bild, basierend auf einer zeitlichen Kalman Filterung. Hieraus und durch das Tracking des Schallkopfes ergibt sich ein dreidimensionaler Gefäßverlauf.

Li und Yezzi extrahieren in [LY07] die Gefäßmittellinie mit der Suche nach einem minimalen Pfad, wie sie auch für die Anpassung von aktiven Konturen verwendet wird. Sie berechnen hierfür einen vierdimensionalen Raum, dessen Koordinaten die dreidimensionale Position einer Kugel und deren Radius beschreiben. In diesem vierdimensionalen Raum kann dann der minimale Pfad zwischen zwei vom Nutzer festgelegten Punkten bestimmt werden, wenn eine geeignete Kostenfunktion für die Kugeln definiert wird (siehe Abbildung 3.5). Das Ziel ist hierbei die Kugel zu finden, die am Besten in das Gefäß eingepasst ist und damit die geringsten Kosten verursacht. Die Kosten bestimmen sich hierbei aus internen Energien, welche die Positionierung der Kugeln glätten und externen

²<http://www.itk.org/>

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

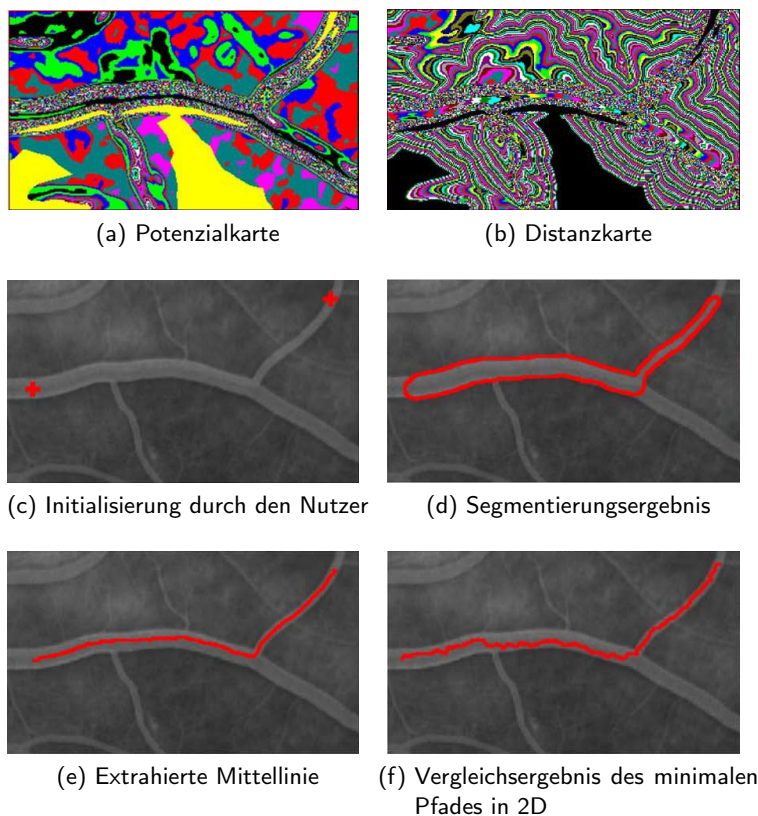


Abbildung 3.5.: Extraktion der Gefäßmittellinie zwischen zwei vom Nutzer definierten Punkten.
Quelle: [LY07]

Energien, welche aus den Bilddaten berechnet werden (siehe Abbildung 3.5a und Abbildung 3.5b). Die Segmentierung ist über die Einhüllende der Kugeln definiert.

Der Ansatz von Li und Yezzi [LY07] hat Mohan et al. dazu bewegt in [MST10] einen iterativen Algorithmus basierend auf einem Gradientenabstieg vorzustellen. Die vierdimensionale Kurve wird hierbei anhand eines Energieterms, ausgehend von einem Startpunkt zu einem Endpunkt hin, ausgedehnt. Alternativ dazu werden die Endpunkte entlang der partiellen Ableitung der Orientierung des Gefäßes bewegt. Weiterhin ist festzuhalten, dass auch ein Algorithmus für die Detektion von Verzweigungen vorgestellt wird, welcher es ermöglicht, den gesamten Gefäßbaum stückweise zu rekonstruieren.

Für die Segmentierung von Gefäßen aus zweidimensionalen Ultraschall-B-Mode-Bildern haben Anderegg et al. in [APW10] zunächst durch ein Schwellwertverfahren lokale Maxima bestimmt. Ausgehend von diesen automatisch detektierten Saatpunkten werden Strahlen ausgesendet, um Punkte auf den Gefäßkanten zu ermitteln. An diese Punkte wurden dann Ellipsen angepasst.

3.1.6. Centerlinebasierte Verfahren

Bereits 1996 haben Aylward et al. in [ABPE96] ihre Idee der Höhenzugtraversierung vorgeschlagen. Basierend auf der Tatsache, dass Gefäße in kontrastverstärkten CT- oder Magnetresonanztomographieaufnahmen heller als die Umgebung sind, werden die Höhenzüge über die Helligkeitswerte definiert. Das Ziel des Ansatzes ist es, über die Berechnung der zweiten Ableitungen in Form der Hesse Matrix die Mittellinie (Centerline) des Höhenzuges, ausgehend von einem Saatpunkt auf der Höhenlinie, zu finden. Diese Mittellinie wird dann so lange durch Bestimmung und Verschiebung

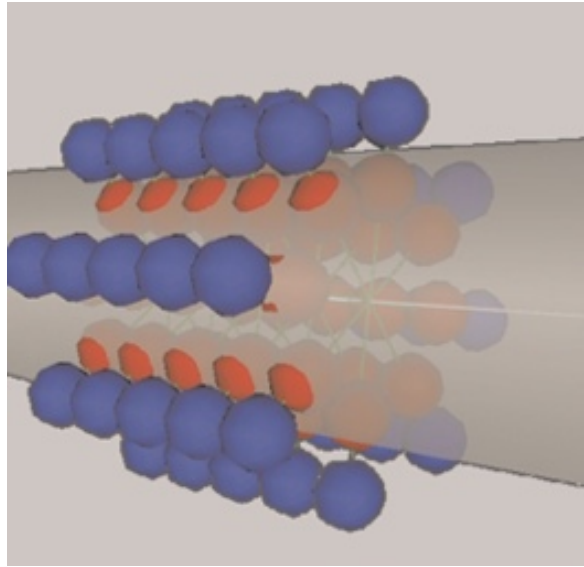


Abbildung 3.6.: Dreidimensionale Darstellung der fünf Filterkernel für die Medialnessberechnung.
Quelle: [AJWB03]

der Normalenebene entlang der Mittellinie verfolgt (Traversierung), bis ein Abbruchkriterium erfüllt ist (siehe auch Abbildung 3.7a). Die Medialness wird dabei über die Auswertung einer Multiskalenberechnung eines Laplacian of Gaussian Filters abgeschätzt. Die Skala, in der der Filter die maximale Antwort liefert, wird als Gefäßradius angenommen.

In einer späteren Arbeit von Aylward et al. [AB02] wurde dieses Verfahren um die Bestimmung des Gefäßradius anhand eines adaptiven Filterkernels erweitert. Dieser 2D-Kernel besteht aus positiven und negativen kreisförmigen Kantendetektoren und kann in der Größe variiert werden. Der Filter wird in der Normalenebene zur Mittellinie an jedem Punkt auf der Mittellinie ausgewertet. Mithilfe dieses Kernels ist es möglich, den Radius des Gefäßes genau zu berechnen. Die Berechnung der Medialness wird von Aylward et al. in [AJWB03] durch die Auswertung von fünf dreidimensionalen Kernen ersetzt. Diese sind entlang der Mittellinie ausgerichtet und bestimmen neben der Medialness auch den Gefäßradius (siehe Abbildung 3.6). Es ist festzuhalten, dass je Saatpunkt immer nur ein kurzes Gefäßstück segmentiert werden konnte.

Die Höhenzugtraversierung aus [AB02] wird auch von Bauer et al. in [BB08b] verwendet und ersetzt hierbei das in einer zuvor publizierten Arbeit [BB08c] beschriebene einfache Schwellwertverfahren zur Extraktion der Centerline (siehe Schwellwertverfahren/Region Growing). Die Autoren beschreiben weiterhin die Implementierung des Gradient Vector Flow in CUDA zur beschleunigten Berechnung auf der Grafikkarte. In [BPS⁺10] erweitern Bauer et al. ihr Verfahren um die Verwendung einer Offset und Center Medialness zur Berechnung der Wahrscheinlichkeit für das Auftreten einer Centerline an einer gegebenen Voxelposition. Die Offset Medialness wertet dabei die Kanteninformationen auf einem Kreis um das gegebene Voxel aus, während die Center Medialness anhand der Gradienten die Nähe eines Voxels zur Gefäßkante bestimmt. Die eigentliche Segmentierung des Gefäßes erfolgt mithilfe des Graph-Cut-Algorithmus in einer Umgebung um die Gefäße, anhand der zuvor ermittelten Informationen. Ein weiterer Schwerpunkt in [BPS⁺10] ist die Separation von Gefäßbäumen, nachdem die berechneten Gefäßmittellinien zu einer Baumstruktur zusammengefügt wurden. Die Separation ermöglicht es, die Portalvene und die Lebervene voneinander zu trennen, auch wenn diese je nach Aufnahmezeitpunkt im kontrastverstärkten CT gleichzeitig sichtbar sein können.

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

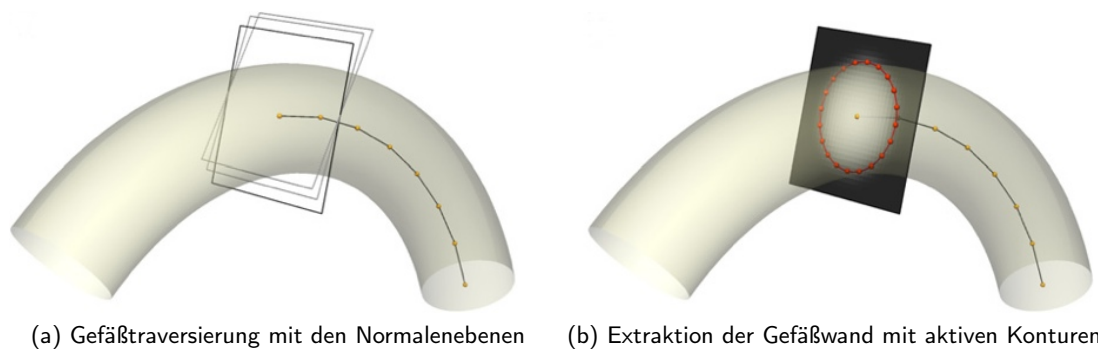


Abbildung 3.7.: Gefäßextraktion mit Normalenebene und aktiven Konturen. Quelle: [LBRS07]

3.1.7. Künstliche Intelligenz

Durch den Einsatz von Support Vector Machines ermitteln Santamaría-Pang et al. [SPBC⁺06] die A-posteriori-Wahrscheinlichkeit für ein Voxel zu einer tubulären Struktur zu gehören. Die Klassifikation erfolgt anhand von Merkmalsvektoren, welche aus den Eigenwerten nach Bestimmung der Hesse Matrix erstellt werden. Die Auswertung wird für die Segmentierung von Dendriten aus konfokalen Mikroskopiebildern genutzt. Anzumerken ist hierbei, dass für die Erstellung des Klassifikators eine segmentierte Trainingsdatenmenge benötigt wird. Ultraschallbilddaten lassen sich im Unterschied zu Mikroskopiebildern nicht standardisieren, woraus eine schlechte Qualität der Trainingsdaten resultieren würde.

3.1.8. Hybride

Die Idee, die Centerline eines Gefäßes zu finden und zu verfolgen und dann in der Normalenebene nach den Gefäßrändern zu suchen [ABPE96] (siehe Centerlinebasierte Verfahren), wird auch von Lee et al. in [LBRS07] als grundlegender Ansatz genutzt (siehe Abbildung 3.7a). Allerdings werden die Gefäßränder subvoxel genau mithilfe von aktiven Konturen segmentiert (siehe Abbildung 3.7b), weshalb der Ansatz als hybrid klassifiziert wird. Die Startpunkte für die Centerline Suche werden außerdem automatisch bestimmt.

Auch die von Nam et al. in [NKL⁺12] verwendete Methode ist als hybrid zu klassifizieren. Die Gruppe nutzt zunächst ein adaptives Schwellwertverfahren, um Kandidatenvoxel für Gefäße im Ultraschallvolumen zu detektieren. Im Anschluss daran erfolgt eine Nachverarbeitung, um kleine Strukturen zu entfernen. Die verbleibenden Gefäßstrukturen werden mit einem zuvor berechneten Gütemaß verglichen. Das Ziel ist es, zylindrische von nicht zylindrischen Strukturen zu unterscheiden. Das Gütemaß wurde daher über den Abstand benachbarter Mittelpunkte zur berechneten Hauptachse der Struktur definiert und über alle Mittelpunkte gemittelt. Um das Kriterium auszuwerten, wurden von den Autoren eine Vielzahl an Kandidatenstrukturen manuell in die Klassen Gefäß und Falschpositive klassifiziert und die jeweiligen Gütemaße berechnet. Anschließend wurde ein Schwellwert definiert, der es erlaubt, Kandidatenstrukturen korrekt zu klassifizieren ohne Falschpositive zu erzeugen.

3.1.9. Fazit

Grundlegend erscheinen Verfahren aus dem rechten oberen Bereich in Tabelle 3.1 am ehesten für eine intraoperative Anwendung geeignet. Dabei muss zwischen der Laufzeit und der notwendigen Interaktion durch den bedienenden Arzt priorisiert werden. Durch algorithmische Verbesserungen

wurde in der Literatur bereits mehrmals gezeigt, dass eine Parametrisierung oder die Wahl der Saatpunkte durch geeignete Methoden auch automatisch erfolgen kann (siehe z. B. [SSTM06]). Über die massive Parallelisierung mithilfe von Algorithmen, welche auf Grafikkarten ausgeführt werden, kann die Laufzeit einiger Verfahren stark verkürzt werden (siehe z. B. [BB08c]).

Wie an dem grün eingefärbten Bereich in Tabelle 3.1 zu erkennen ist, wurden in der Literatur eine Menge an Verfahren vorgestellt, welche die klinischen Anforderungen erfüllen. Jedoch weisen auch diese Verfahren Schwachstellen auf. Grundsätzlich wurden die meisten Verfahren für die Segmentierung von kontrastverstärkten CT- bzw. MRT-Datensätzen entwickelt [KGSD95, LCB⁺97, ERS08, DOL10c] und bisher noch nicht auf die speziellen Bildeigenschaften von B-Mode- oder Power-Doppler-Ultraschall angepasst. Insbesondere die Arbeit von Erdt et al. [ERS08] ist hierbei aufgrund des gewählten globalen Schwellwertverfahrens anfällig gegen die in der Ultraschallbildgebung auftretenden Artefakte und die in den Bilddaten sichtbaren Strukturen außerhalb der Leber. Hassenpflug et al. präsentieren in [HSV⁺03a] zwar ein Verfahren zur Segmentierung der Gefäße aus Ultraschall-B-Mode-Daten, allerdings verwenden sie hierfür ein Standard-Schwellwertverfahren. Dieses ist sehr anfällig für Artefakte wie z. B. Abschattungen in den Bilddaten, welche zu einer starken Falschsegmentierung führen würden.

Auch Lange et al. beschreiben in [LEHS03] ein Schwellwertverfahren für die Gefäßsegmentierung. Allerdings werden hier die Gefäße aus Power-Doppler-Daten extrahiert. Auch mit dieser Modalität droht eine Fehlsegmentierung durch das Schwellwertverfahren, da Artefakte wie Flashes mit segmentiert werden würden. Daneben hängt die Sichtbarkeit der Gefäße in der Power-Doppler-Bildgebung von der Schallrichtung ab, so dass einige Gefäße bereits gar nicht in den Bilddaten erfasst werden können. Weiterhin werden die größeren Durchmesser der Gefäße in den Power-Doppler-Bilddaten zwar erwähnt, aber keine Lösung aufgezeigt, wie diese für eine anatomisch korrekte Darstellung der Gefäße verarbeitet werden könnten.

Der hybride Ansatz von Nam et al. [NKL⁺12] erscheint durch die Kombination aus Schwellwertverfahren für eine Grobsegmentierung und der anschließenden Klassifikation der Form der binären Strukturen in Gefäße und Artefakte sehr vielversprechend. Die Abhängigkeit des Verfahrens von einem Trainingsset für die Formklassifikation muss jedoch beachtet werden. Zum einen muss ein solches Trainingsset aus vorhandenen Bilddaten extrahiert werden, zum anderen sollte dieses Trainingsset auch die anatomischen Unterschiede zwischen gesunden und krankhaft veränderten Lebern abbilden.

Im Abschnitt 3.2 wird das in dieser Arbeit entworfene Segmentierungsverfahren vorgestellt und näher auf die notwendigen Erweiterungen eingegangen.

3.2. Entwickelte Segmentierungsmethoden

Für die intraoperative Aufnahme von Ultraschallvolumen der Leber während perkutaner Interventionen wurde mit dem Medizingerätehersteller Esaote S.p.A. zusammengearbeitet. Dieser bietet mit dem Virtual Navigator³ eine kommerziell verfügbare Lösung für die elektromagnetisch getrackte Aufnahme von Freihand-Ultraschallvolumen an. Die Aufnahmen erfolgen hierbei entweder interkostal, wobei der Schallkopf zwischen den Rippen platziert wird, oder subkostal, also vom Abdomen aus, unter den Rippen hindurch, in Richtung des Kopfes. Durch Kippen des Schallkopfes können Volumenaufnahmen der Leber angefertigt werden (siehe Abbildung 3.8).

Die Aufnahme eines Volumens dauert in der Regel weniger als 10 Sekunden und ist Teil der klinischen Routine der Kooperationspartner am General Hospital in Busto Arsizio, Italien. Die

³http://www.esaote.com/modules/core/page.asp?p=VIRTUAL_NAVIGATOR

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

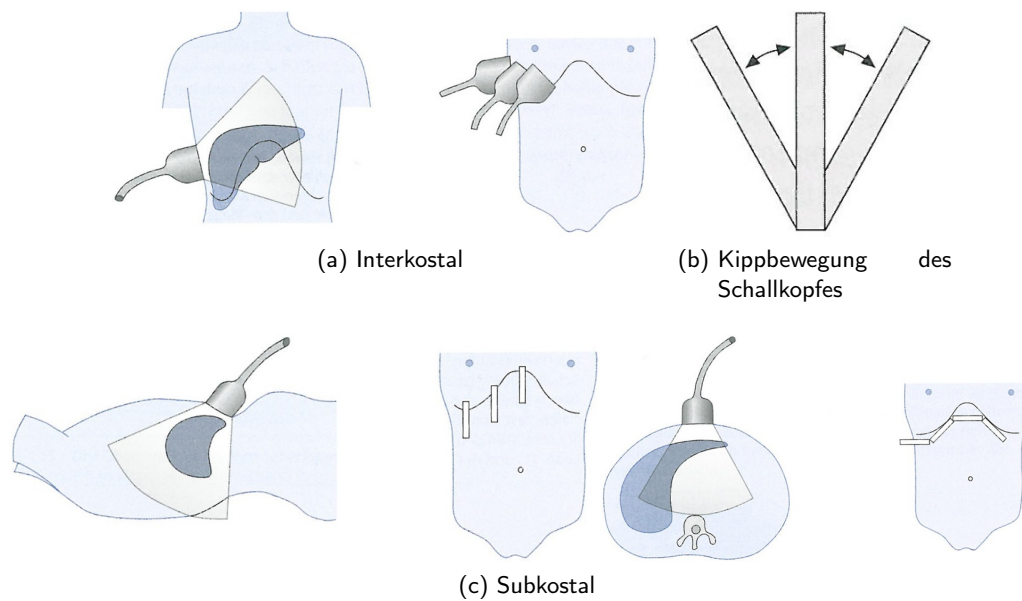


Abbildung 3.8.: Schallbildgebung der Leber. Quelle: [Blo08]

Aufnahme von Ultraschallvolumen wird häufig sogar mehrfach während einer Operation durchgeführt, falls Unklarheiten auftreten oder die Patientenlage verändert wird, da hieraus anatomische Deformierungen resultieren.

In den folgenden Abschnitten werden die entwickelten Ansätze für die Gefäßsegmentierung aus intraoperativen Ultraschallbilddaten der Leber beschrieben. In der Leberchirurgie werden häufig neben den herkömmlichen B-Mode-Ultraschallbildern auch Power-Doppler-Bilddaten aufgenommen, um den Blutfluss in den Gefäßen darzustellen. Die beiden Bildgebungsarten unterscheiden sich in ihrer Darstellung der Anatomie maßgeblich, weshalb jeweils ein eigener Segmentierungsansatz umgesetzt wurde. Da die Aufnahme von B-Mode und Power Doppler parallel erfolgen kann und die Volumen somit automatisch registriert sind, wird vorgeschlagen beide Ansätze zu kombinieren, um den Umfang an segmentierten Gefäßen zu erhöhen.

3.2.1. B-Mode-Bilddaten

Die Segmentierung der B-Mode-Ultraschallbilddaten orientiert sich an der präoperativen Segmentierung des CTs. Hierfür wurde von Drechsler et al. ein Verfahren basierend auf der Detektion tubulärer Strukturen und einem anschließenden Region Growing vorgestellt [DOL10c]. Insbesondere die Hervorhebung der Gefäße durch die Vesselness-Berechnung macht eine umfangreiche Segmentierung der Gefäßstrukturen aus Ultraschallbilddaten erst möglich. Ferner bietet der Ansatz von Drechsler et al. die Möglichkeit den gesamten Gefäßbaum mit geringer Interaktion sehr schnell zu segmentieren und so dem Arzt ein visuelles Feedback des Segmentierungsprozesses zu geben.

In der CT-Bildgebung werden Kontrastmittel eingesetzt, um die somit helleren Gefäße vom Hintergrund abzuheben. Im zu segmentierenden Ultraschall-B-Mode-Bild sind die Gefäße jedoch dunkle tubuläre Strukturen, umgeben von heller dargestelltem Parenchym. Die Ultraschallbilddaten weisen zusätzlich noch einen höheren Anteil an Bildrauschen auf. Die Suche nach Gefäßen wird weiterhin durch Inhomogenitäten wie Speckle⁴, welcher durch kleinste Schallreflexionen entsteht, erschwert. Eine weitere Ursache für Inhomogenitäten kann auch eine mangelnde Ankopplung des

⁴Inhomogenitäten durch Streuung des Ultraschalls an Objekten in der Größenordnung der Wellenlänge.

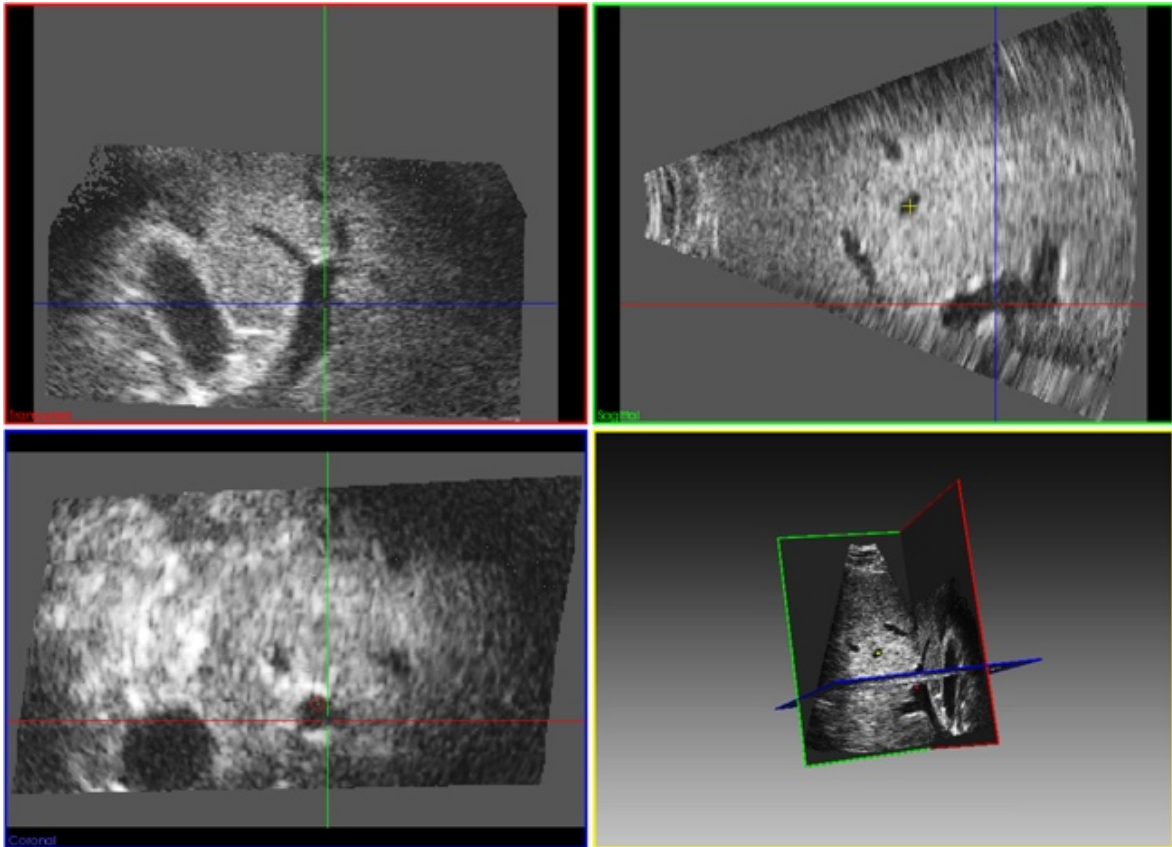


Abbildung 3.9.: Original B-Mode-Bilddaten eines Beispieldatensatzes. Deutlich sichtbar sind das starke Bildrauschen, die Gefäße als dunkle Strukturen und das hellere Leberparenchym.

Schallkopfes an den Körper des Patienten sein. Die in den Ultraschallbilddaten dargestellten Gefäße unterscheiden sich auch hinsichtlich ihres Kontrasts. So wird der Schall je nach Gefäßart von der Gefäßwand unterschiedlich stark reflektiert. Aus all diesen Bildgebungseigenschaften ergibt sich die Notwendigkeit, das zu nutzende Segmentierungsverfahren an die Eigenschaften der B-Mode-Ultraschallbilddaten anzupassen und auch zu erweitern.

Ultraschallbilder weisen immer ein starkes Rauschen auf, sofern dies nicht bereits durch eine Vorverarbeitung auf dem Ultraschallgerät reduziert wurde (siehe Abbildung 3.9). Das Rauschen setzt sich zum einen aus dem Detektorrauschen zusammen, welches aus der hohen Empfindlichkeit des Ultraschallkopfes resultiert. Zum anderen ist in den Bilddaten auch das Speckle Rauschen zu finden. Diese hellen Flecken, welche Inhomogenitäten im gesamten Bild verursachen, resultieren aus Reflexionen der Schallwellen an sehr kleinen Objekten, deren Größe ungefähr mit der Wellenlänge des Schalls übereinstimmt. Um das Rauschen zu reduzieren, werden die aufgenommenen Bilddaten zunächst einmal mit einem $3 \times 3 \times 3$ Median Filter geglättet.

Das Ziel des nächsten Schrittes ist die Hervorhebung der Gefäße in den Bilddaten. In B-Mode-Bildern zeichnen sich Gefäße als dunkle Strukturen im hellen Lebergewebe ab. Ein rein schwellwertbasiertes Verfahren scheitert allerdings meist an Inhomogenitäten innerhalb der Gefäße. Dies äußert sich in einer fehlerhaften Segmentierung, welche eine manuelle Nachbearbeitung erfordert. Aus diesem Grund erfolgt die Suche nach tubulären Strukturen mithilfe des von Sato et al. vorgeschlagenen Vesselness-Filters [SNA⁺97]. Weiterführende Informationen zur verwendeten Vesselness-Funktion und deren Parametrisierung sind in Appendix A zusammengefasst.

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

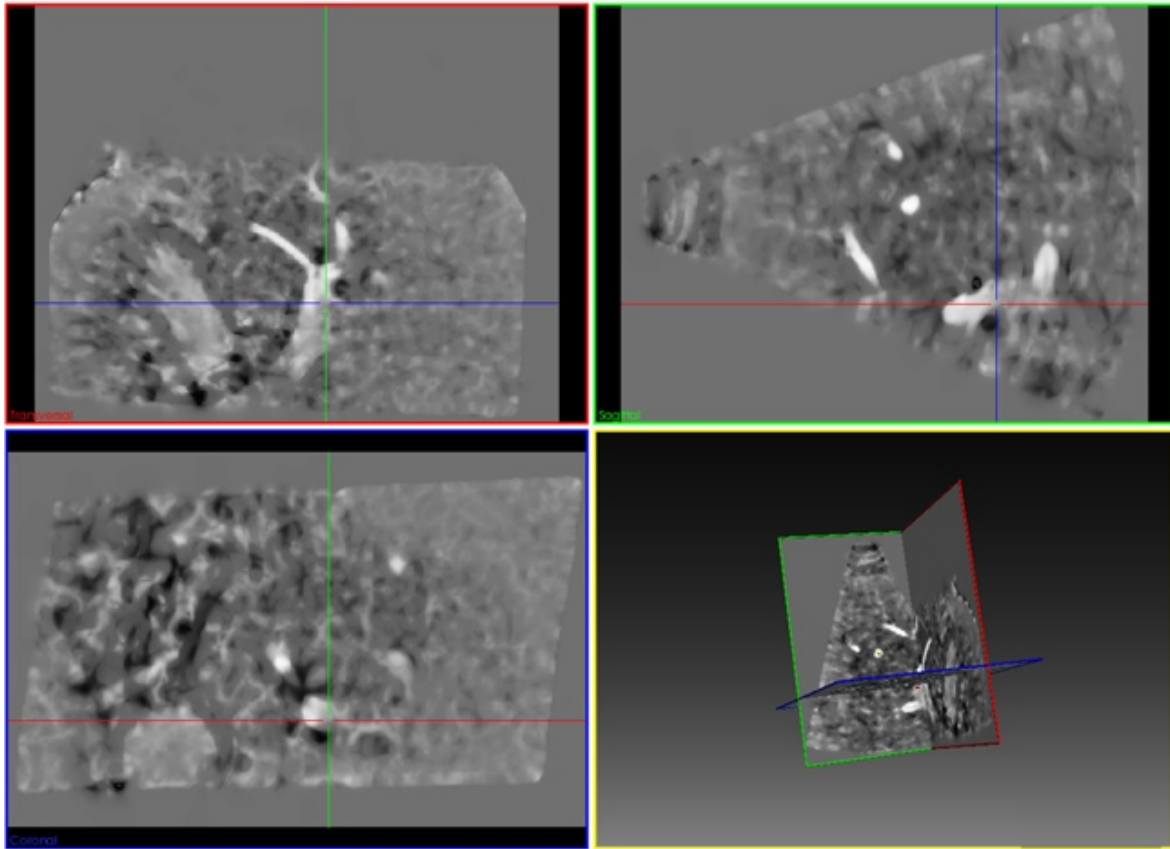


Abbildung 3.10.: Ergebnis der Vesselness-Berechnung für den Beispieldatensatz.

Die Berechnung der Vesselness erfolgt über einen Multiskalenansatz, wobei die Bilddaten mit Gauß-Kernen unterschiedlicher Standardabweichungen gefaltet werden. Im Falle der Ultraschall-B-Mode-Bilddaten wurden die Skalen $\sigma = (1.0, 2.0, 3.0, 4.0)$ verwendet, um die ersten zwei bis drei Bifurkationsebenen der Gefäßstrukturen hervorzuheben. Das Ergebnis der Vesselness-Filterung für jede Skalierung σ ist demnach ein Volumendatensatz $R(x, y, z, \sigma)$, dessen Voxelwerte die Vesselness-Werte an der jeweiligen Position darstellen. Um die endgültige Vesselness über alle Skalierungen zu bestimmen, werden Vesselness-Werte der einzelnen Skalen, wie von Drechsler et al. in [DOL10c] vorgeschlagen, aufsummiert:

$$R(x, y, z) = \sum_{\sigma} \omega_{\sigma} \cdot R(x, y, z, \sigma). \quad (3.1)$$

Drechsler et al. sehen an dieser Stelle Wichtungen ω_{σ} der einzelnen Skalen vor, diese werden im Rahmen dieser Arbeit auf $\omega_{\sigma} = 1.0$ belassen, da die Gefäße aller Bifurkationsebenen einen gleichstarken Kontrast zum Parenchym aufweisen und für die spätere Segmentierung von gleichem Interesse sind.

Das resultierende Vesselness-Volumen (siehe Abbildung 3.10) wird anschließend mit einem Regionenwachstumverfahren segmentiert. Den Saatpunkt, an dem das Verfahren startet, gibt hierbei der Chirurg vor. Hierzu wählt der Chirurg oder sein Assistent mit einem Mausklick einen Punkt im Inneren eines gut sichtbaren Gefäßes aus. Da sich die Ultraschallbilddaten verschiedener Patienten in ihrem Kontrast und Rauschverhalten sehr stark unterscheiden können, liefert auch die Vesselness-Analyse unterschiedliche Ergebniswerte. Damit die Segmentierung daran angepasst erfolgt, kann der Chirurg den Schwellwert T_{BM}^{RG} für das Regionenwachstum im Fall der B-Mode-Segmentierung

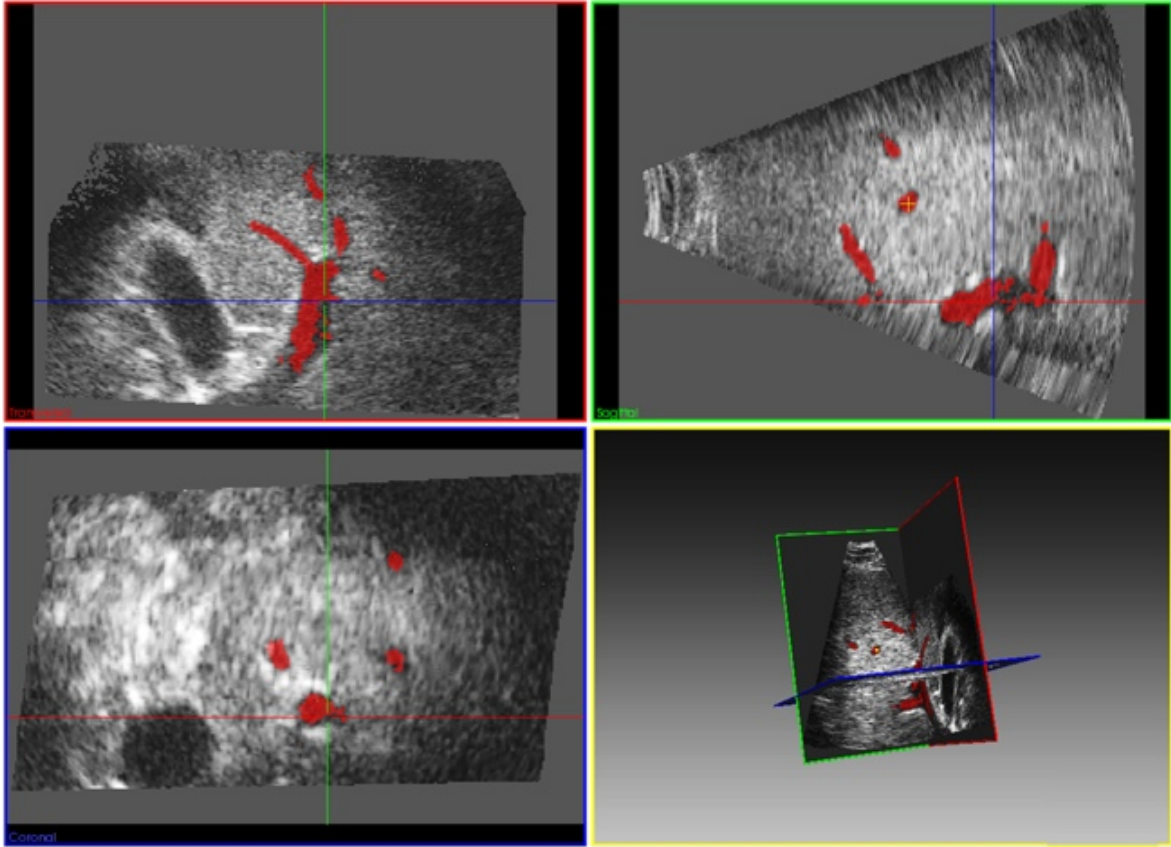


Abbildung 3.11.: Gefäßsegmentierung des Beispieldatensatzes mittels Region Growing ausgehend von einem Saatpunkt (gelbes Kreuz).

selbst wählen. Hierbei wird zunächst ein mittlerer Wert vorgegeben. Nach der Segmentierung wird das als Gefäß segmentierte Volumen rot eingefärbt. Sollte das Ergebnis nicht ausreichend oder fehlerhaft sein, so kann der Chirurg den Schwellwert variieren und bekommt umgehend das neue Segmentierungsergebnis präsentiert (siehe Abbildung 3.11). Da die Vorberechnung der Vesselness-Werte nicht noch einmal durchgeführt werden muss, erfolgt die Anpassung und damit das Feedback an den Chirurgen in Echtzeit.

Um die Segmentierungsergebnisse zu verbessern, wurde das Verfahren um eine Segmentierung mithilfe der Level-Set-Methode nach Osher und Sethian [OS88] erweitert. Das Level-Set wird durch das segmentierte Binärbild aus dem Region Growing initialisiert. Hierbei ist eine möglichst umfangreiche Vorsegmentierung wünschenswert. Durch die Hervorhebung der Gefäße mittels der Vesselness-Berechnung ist das Region Growing bei einer Absenkung des Schwellwertes durch den Arzt robust, bis eine deutliche Übersegmentierung der Bilddaten auftritt. Diese Übersegmentierung kann vom Arzt leicht erkannt und durch eine minimale Erhöhung des Schwellwertes korrigiert werden. Somit ist eine gute Initialisierung der Level-Set-Methode leicht umzusetzen.

Das Level-Set beschreibt einen $(n - 1)$ -dimensionalen Rand Γ im n -dimensionalen Raum. Im Falle der Ultraschallvolumensegmentierung ist $(n = 3)$ und das Level-Set wird über die zweidimensionale Oberfläche der segmentierten Gefäße beschrieben. Der Rand Γ bildet das Level-Set, also die Nullstellenmenge, einer n -dimensionalen Hilfsfunktion $\varphi(\vec{x})$ mit $\vec{x} = (x, y, z)$, so dass gilt

$$\Gamma(\vec{x}) = \{\vec{x} \mid \varphi(\vec{x}) = 0\}. \quad (3.2)$$

Die Hilfsfunktion $\varphi(\vec{x})$ wird anhand des zuvor berechneten Vesselness-Bildes $R(x, y, z)$ bestimmt. Sie ist an der Stelle des im Regionenwachstum verwendeten Schwellwertes T_{BM}^{RG} nahe am Wert

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

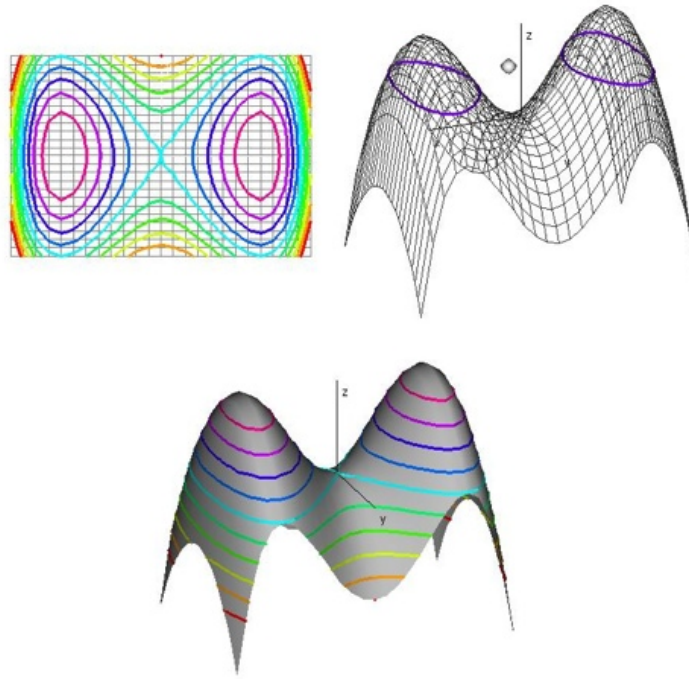


Abbildung 3.12.: Darstellung des Randes Γ über der Hilfsfunktion $\varphi(\vec{x})$ zu verschiedenen Zeitpunkten der Level-Set-Evolution. Quelle: [Ban08]

0 und für alle höheren Vesselness-Werte positiv definiert. Über die Zeit bewegt sich der Rand Γ in positiver Richtung entlang seiner Normalen. Dies entspricht einem Absenken der Hilfsfunktion $\varphi(\vec{x})$. Ein Beispiel für eine Hilfsfunktion ist in Abbildung 3.12 gezeigt. Der Rand des Level-Sets zu unterschiedlichen Zeitpunkten der Level-Set-Evolution wird durch die farbigen Linien angegeben. Die Hilfsfunktion weist zwei Maxima und einen Sattelpunkt auf. Insbesondere das Verhalten des Randes am Sattelpunkt, an dem sich die beiden Komponenten des Level-Sets vereinen bzw. eine Komponente in zwei aufgetrennt wird, lässt sich mithilfe des Level-Set-Ansatzes einfach erklären, während eine numerische Beschreibung des Zustandes ausgesprochen schwer fällt.

Die Lösung der Level-Set-Gleichung

$$\frac{\partial \varphi}{\partial t} = v |\nabla \varphi| \quad (3.3)$$

entspricht einer Hamilton-Jacobi-Gleichung [Osh06] und kann durch die Berechnung von finiten Differenzen numerisch auf dem Gitter der Hilfsfunktion $\varphi(\vec{x})$ berechnet werden.

Nach einigen Iterationen wird aus dem Level-Set die finale Segmentierung bestimmt. Das Ergebnis der Level-Set-Berechnung ist ein Volumen, in dem das Segmentierungsergebnis positive Werte besitzt. Der Rand der aktuellen Segmentierung ist durch den Wert 0 definiert. Außerhalb der aktuellen Segmentierung befinden sich negative Werte. Dieses Ergebnisbild wird mithilfe eines globalen Schwellwertes T_{BM}^{LS} binarisiert.

$$S_{BM}(\vec{x}) = \begin{cases} 1 & \varphi(\vec{x}) \geq T_{BM}^{LS} \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (3.4)$$

Dieser Schwellwert wurde auf -1.5 gesetzt. Somit ergibt sich aus der Absenkung der Hilfsfunktion $\varphi(\vec{x})$ und der anschließenden Segmentierung mit einem negativen Schwellwert eine Glättung der Segmentierung. Der Schwellwert wurde so gewählt, dass die im Ultraschall segmentierten

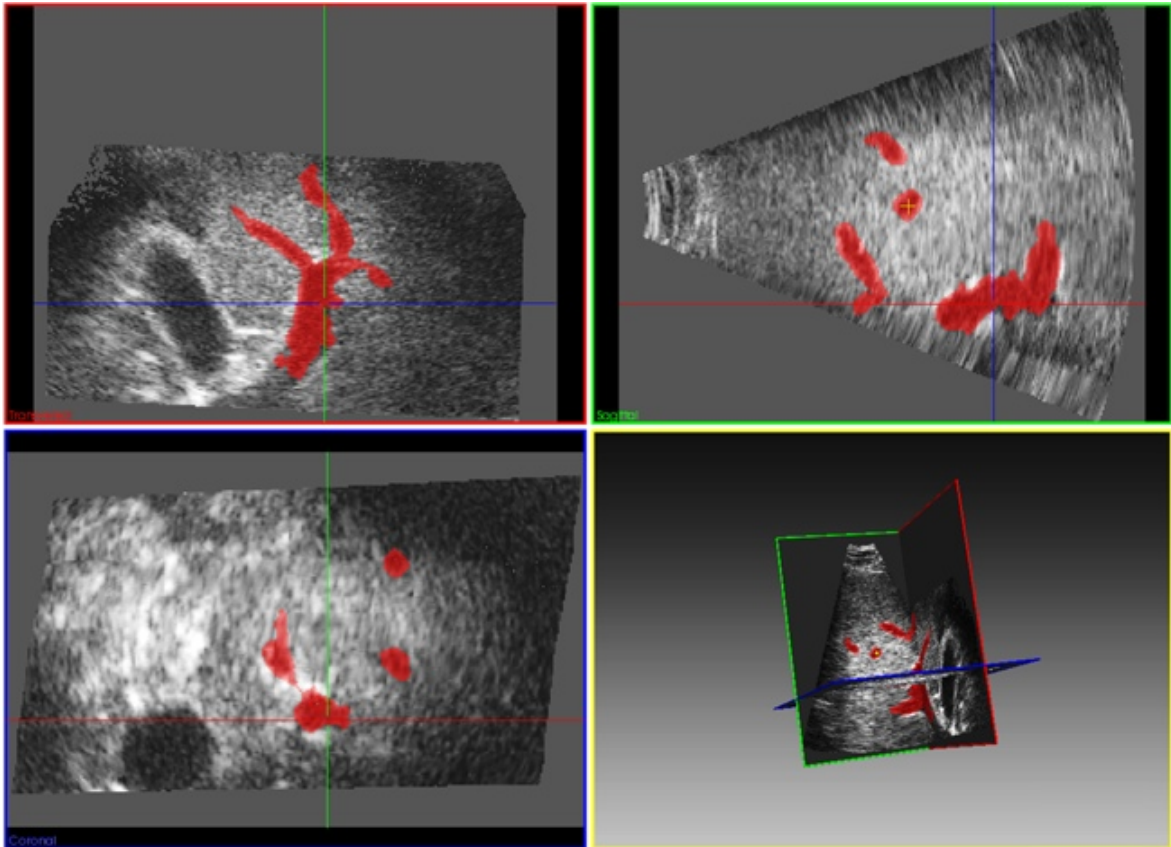


Abbildung 3.13.: Segmentierte Gefäßstrukturen im Beispieldatensatz bei Verwendung der Level-Set-Methoden.

Gefäße den gleichen Durchmesser aufweisen, wie dieselben Gefäße, die präoperativ aus den CT-Bilddaten segmentiert wurden. Da die Glättung ausgehend vom Level-Set nach der Absenkung der Hilfsfunktion durchgeführt wird, ist auch die Eliminierung von fälschlicherweise segmentierten Regionen möglich.

Ein weiterer Vorteil der Level-Set-Methoden liegt darin, dass die Anzahl der segmentierten Komponenten, mit denen das Level-Set initialisiert wird, keine Rolle spielt. So können Gefäßsegmente, die nach dem Regionenwachstum noch nicht segmentiert wurden, später durch die Überwindung von Lücken mit geringen Vesselness-Werten mit dem Level-Set zum Segmentierungsergebnis hinzugefügt werden. Die Gründe für die Entstehung von Lücken in der Vesselness-Berechnung sind zum einen Inhomogenitäten in den B-Mode-Bilddaten. Zum anderen können diese Lücken auch an Verzweigungen der Gefäße entstehen, da hier die Form des Gefäßes von einer tubulären Struktur abweicht. Zu guter Letzt kann auch ein geringer Kontrast zwischen dem Gefäß und dem Lebergewebe, hervorgerufen durch Artefakte in der Bildgebung, diese Lücken verursachen. Weiterhin ist festzuhalten, dass nur die Gefäßwand der Portalvene aufgrund ihrer Gewebeeigenschaften das Ultraschallsignal reflektiert und somit durch einen hellen Rand um das Gefäß repräsentiert ist. In den anderen Gefäßen ist der Kontrast zwischen Gefäß und Parenchym teilweise sehr gering.

Das Ergebnis der Segmentierung wird dem Chirurgen in Form von eingefärbten Bereichen in den zweidimensionalen Schichtbildern dargestellt (siehe Abbildung 3.13). Weiterhin erfolgt eine dreidimensionale Visualisierung des Oberflächenmodells der segmentierten Gefäße, wie in Abbildung 3.14 gezeigt.

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

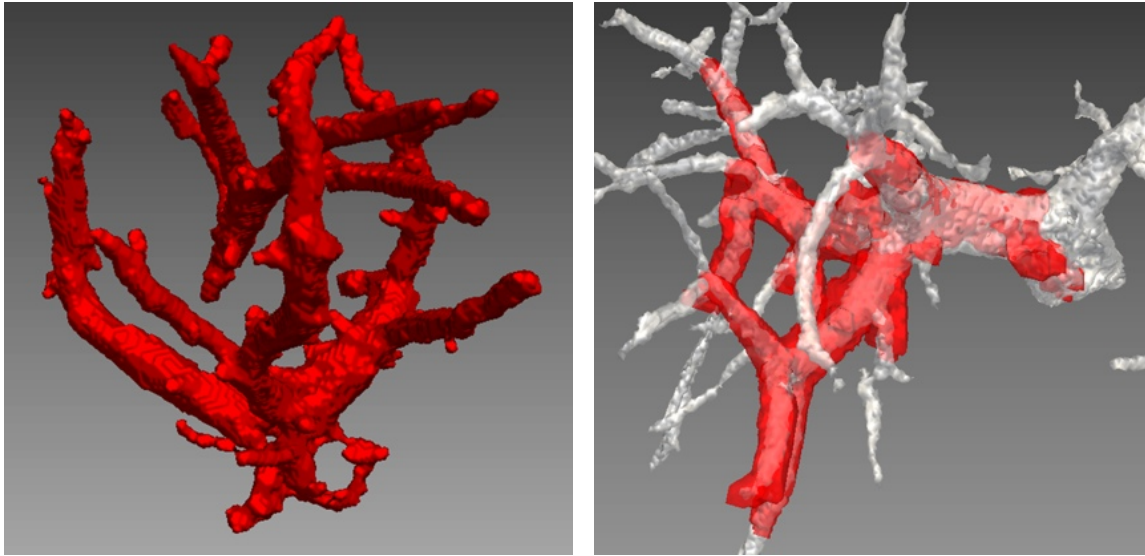


Abbildung 3.14.: Visualisierung des Segmentierungsergebnisses in Form eines Oberflächenmodells der Gefäßstrukturen. In Rot sind die Gefäße aus den B-Mode-Bilddaten gezeigt. Im rechten Bild sind zum Vergleich die dazu korrelierenden Gefäße aus dem CT in Weiß dargestellt.

Das vorgeschlagene Segmentierungsverfahren für Ultraschall-B-Mode-Bilddaten arbeitet zuverlässig auf perkutan aufgenommenen Volumendaten von Personen, die nicht an schwerer Zirrhose leiden. So konnten bisher die Gefäßstrukturen aus klinischen Aufnahmen von 41 Patienten erfolgreich segmentiert werden (vgl. Abschnitt 3.3). Ein großer Teil der Patienten mit primären Lebertumoren (Hepatozelluläres Karzinom), welche durch perkutane Ablation behandelt werden, weist jedoch mittlere bis schwere Leberzirrhosen auf. Um die Qualität der Segmentierung bei diesen Patienten zu verbessern und auch um Schallartefakte in der B-Mode-Bildgebung zu überwinden, wird im nächsten Abschnitt ein Verfahren für die Segmentierung von Ultraschall-Power-Doppler-Bilddaten vorgestellt.

3.2.2. Power-Doppler-Bilddaten

Die sogenannte Color-Flow-Darstellung von Ultraschallbilddaten nutzt den Doppler-Effekt, um den Blutfluss in den Gefäßen zu detektieren und je nach Flussgeschwindigkeit farbig darzustellen. Der nach dem Physiker Christian Johann Doppler (1803-1853) benannte Doppler-Effekt besagt, dass das reflektierte Signal durch die Flussgeschwindigkeit des Blutes in der Frequenz verschoben wird. Diese Doppler-Frequenzverschiebung Δf ist wie folgt über die eingestrahlte Schallfrequenz f , die Schallgeschwindigkeit c , die Flussgeschwindigkeit des Streuers v_F und den Winkel θ zwischen der Einstrahlrichtung des Schallkopfes und der Bewegungsrichtung des Streuers bestimmt:

$$\Delta f = 2 \cdot \frac{f}{c} \cdot v_F \cdot \cos \theta. \quad (3.5)$$

In der Ultraschallbildgebung wird die Ausbreitungsgeschwindigkeit c des Schalls im Gewebe im Mittel mit 1540 m/s festgelegt. Da die Schallwellenlänge λ von der Geschwindigkeit und der Frequenz abhängig ist

$$\lambda = \frac{c}{f}, \quad (3.6)$$

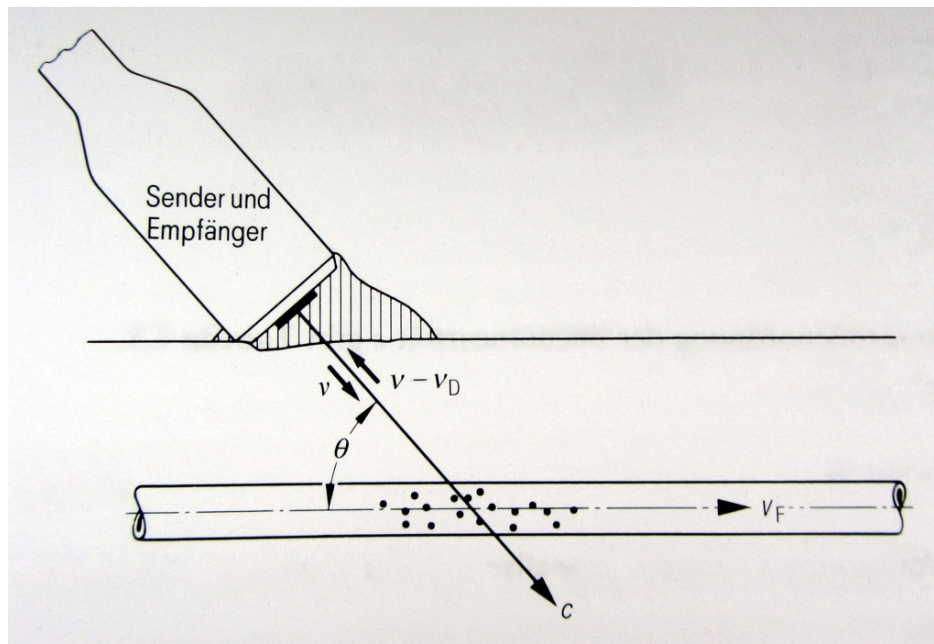


Abbildung 3.15.: Detektion von Strömungen in Blutgefäßen durch den Ultraschall-Doppler-Effekt.
Quelle: [Sie95]

kann man Gleichung (3.5) auch als

$$v_D = 2 \cdot (v_F / \lambda) \cdot \cos \theta \quad (3.7)$$

beschreiben, wobei v_D die Differenz in der Schallgeschwindigkeit bei konstant angenommener Wellenlänge und Frequenz beschreibt und auch als Doppler-Signal bezeichnet wird. Die Frequenzverschiebung bzw. Geschwindigkeitsdifferenz der, mit dem Schallkopf gemessenen, Signale erlaubt es, die Flussgeschwindigkeit des Streuers v_F zu berechnen. Abbildung 3.15 verdeutlicht dies noch einmal anschaulich.

Die Frequenzverschiebung ist, wie in Gleichung (3.5) gezeigt, abhängig vom Winkel zwischen Schallkopf und dem Blutgefäß. Die Blutgeschwindigkeit kann daher am besten bestimmt werden, wenn die Gefäßachse und der Schallstrahl parallel sind. Steht der Schallkopf senkrecht über dem Gefäß, so ist $\cos \theta = 0$ und damit kein Doppler-Signal messbar.

Im Power-Doppler-Verfahren⁵ entfällt die Berechnung der Fließgeschwindigkeit. Stattdessen wird die gemessene Amplitude des empfangenen Signals als Helligkeitswert dargestellt. Dies entspricht der Anzahl an Reflektoren (Erythrozyten), welche die Doppler-Verschiebung ausgelöst haben. Hierbei ist die Richtung des Flusses irrelevant, wichtig ist einzig, dass ein Fluss stattgefunden und dieser den Doppler-Effekt verursacht hat. Das Power-Doppler-Verfahren ist somit sensitiver und kann auch kleinere Gefäße oder langsamere Ströme erfassen. Weiterhin ist das Verfahren auch in der Lage bei größeren Einfallswinkeln noch Flussinformation zu detektieren.

Um die Position des Flusssignals relativ zur Schallquelle bestimmen zu können, arbeitet das System mit kurzen Schallimpulsen, denen eine Zeit zum Auslesen des reflektierten Signals folgt. Dies wird als Puls-Doppler-Verfahren bezeichnet. Die Bestimmung des Doppler-Signals erfolgt durch eine komplexe Fourier-Transformation der gemessenen Signale, wobei 64- oder 128-mal abgetastet wird.

⁵Neben der in dieser Arbeit verwendeten Bezeichnung Power Doppler existieren in der Literatur und bei den Herstellern von Ultraschallgeräten weitere Bezeichnungen für ein und dasselbe Verfahren. Beispiele sind: Amplitudendoppler, Non-Directional-Doppler, Power Color, Color Angio, Angio Mode (vgl. hierzu auch [Kra11]).

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

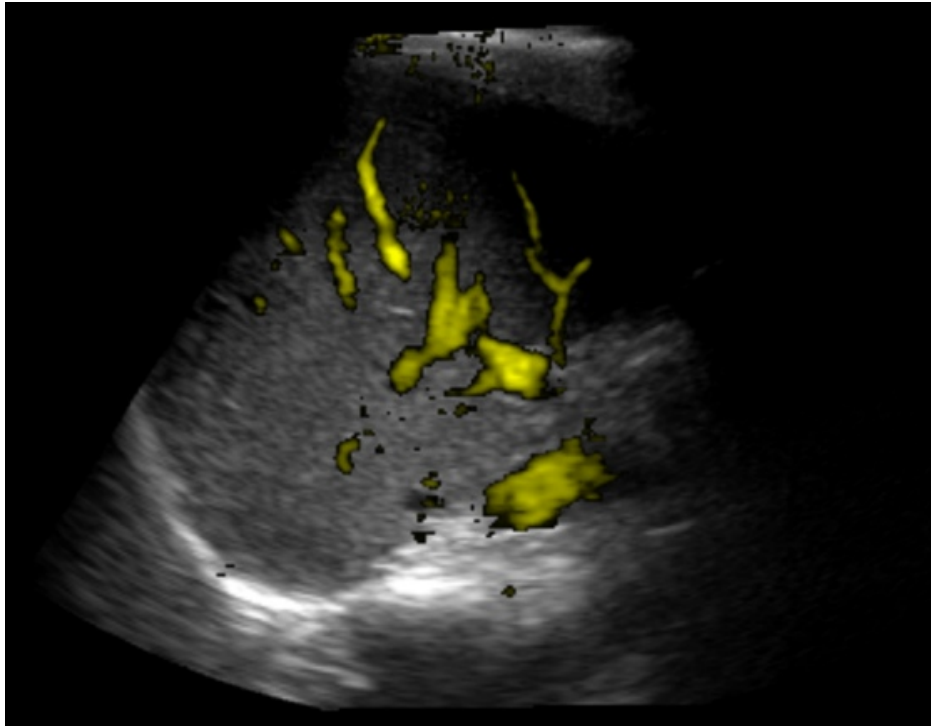


Abbildung 3.16.: Gemeinsame Darstellung von B-Mode-Bilddaten (grau im Hintergrund) und Power-Doppler-Information (gelb) der Leber. Quelle: [KLDW12]

Um die Bildqualität bei geringem Signal-Rausch-Verhältnis zu erhalten, wird im Power-Doppler-Verfahren bei der Bildrekonstruktion auf der Ultraschallmaschine die sogenannte Autokorrelation [LPG95] anstelle der Fourieranalyse verwendet [Sie95]. Die Idee des Verfahrens ist es, die Menge des Blutflusses aus dem Vergleich der Phasenwinkel aufeinanderfolgender Abtastungen zu berechnen. Durch diese Korrelation wird es möglich, den Blutfluss mit weit weniger Abtastungen als im Puls-Doppler-Verfahren abzuschätzen. Im Schnitt werden 4 bis 16 Abtastpaare verwendet, wodurch die Flussinformation für das gesamte Bild in Echtzeit bestimmt werden kann.

Neben der Autokorrelation wird die gemessene Flussinformation auch zeitlich gemittelt. Diese sogenannte Kontinuität glättet die Power-Doppler-Information über mehrere Bilder hinweg. Autokorrelation und Kontinuität werden in der Power-Doppler-Bildgebung vor allem genutzt, um das geringe Signal-Rausch-Verhältnis zu überwinden und die Robustheit gegenüber Beeinträchtigungen wie Abschattungen und Inhomogenitäten in den Bilddaten zu steigern. So können Gefäßstrukturen auch in Bereichen, in denen die Gefäße im B-Mode-Bild nicht mehr sichtbar sind, noch dargestellt werden. Ein Beispiel hierfür ist im oberen, rechten Teil von Abbildung 3.16 gezeigt.

Während der Power-Doppler-Aufnahme können kleine Bildgebungsartefakte auftreten, welche aus der Verstärkung der gemessenen Doppler-Information resultieren. Weiterhin ist ein großflächiges Aufblitzen von Power-Doppler-Information, sogenannte Flashes, in einzelnen Schichtbildern des Volumens möglich, welches durch plötzliche und irreguläre Bewegungen des Schallkopfes oder auch durch den Herzschlag ausgelöst werden kann (siehe Abbildung 3.17). Diese Bildartefakte werden zunächst durch eine $5 \times 5 \times 5$ Median Filterung eliminiert (vergleiche Abbildung 3.21a und Abbildung 3.21b).

Bei der Segmentierung von Gefäßen aus Power-Doppler-Bilddaten wird davon ausgegangen, dass Gefäße symmetrische tubuläre Strukturen sind. Während der Aufnahme von Ultraschallvolumen führt die Kontinuität dazu, dass Gefäße über mehrere benachbarte Schichten hinweg, entlang der Bewegungsrichtung des Schallkopfes verwischt werden können (siehe Abbildung 3.18). Hieraus re-

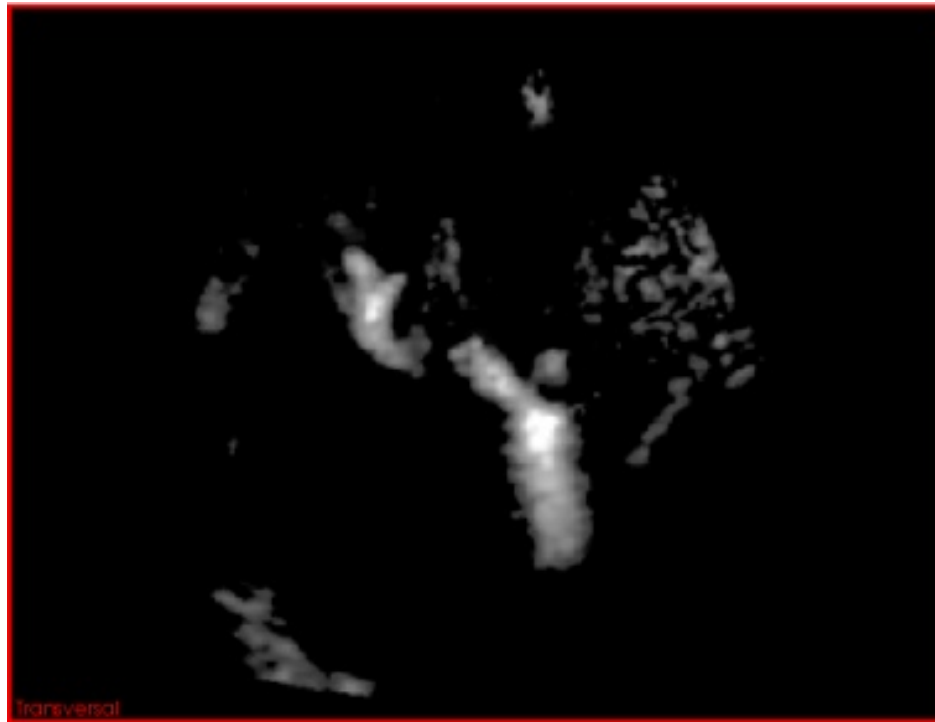


Abbildung 3.17.: Flashartefakte in Power-Doppler-Bilddaten (links unten und auf der rechten Seite).

sultiert eine Tropfenform der Gefäße in den Bilddaten, wie sie im Gefäßprofil auf der rechten Seite in Abbildung 3.20 erkennbar ist. Die direkte Verwendung der verformten Power-Doppler-Information zur Gefäßsegmentierung hätte ein Verrücken der Gefäßmittellinien von ihrer eigentlichen Position zur Folge. Dies würde bei einer späteren Verwendung für die Registrierung zu Ungenauigkeiten führen.

Ein weiterer Nachteil der Glättung ist, dass unabhängige aber benachbarte Gefäße miteinander zu einer Struktur im Power-Doppler-Bild verschmolzen werden können. Dies ist in Abbildung 3.19 dargestellt. Gefäßmittellinien, die aus solchen Strukturen berechnet werden, weisen zusätzliche oder verschobene Verzweigungen auf, welche in der Patientenanatomie nicht vorhanden sind. Aus diesem Grund ist eine Vorverarbeitung der Power-Doppler-Information notwendig, bevor die Gefäße segmentiert werden können.

Um den Effekt der Autokorrelation und Kontinuität zu reduzieren und die Gefäße wieder zu tubulären Strukturen zu formen, muss die fälschlicherweise erzeugte Power-Doppler-Information entfernt werden. Hierfür wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Algorithmus entworfen, welcher das gefilterte Bild durchläuft, um die Gefäßstrukturen zu detektieren und zu korrigieren. Hierbei wird entlang der Bewegungsrichtung des Schallkopfes durch das Volumen gegangen. Diese Bewegungsrichtung ist ungefähr senkrecht auf der Bildebene des Schallkopfes und kann entweder über diese approximiert oder aus der Trackinginformation des elektromagnetischen Trackings berechnet werden.

Es wurde ein Algorithmus entwickelt, welcher zeilenweise nach Maxima im Power-Doppler-Bild sucht. Während das Bild durchlaufen wird, prüft der Algorithmus das aktive Voxel auf Vorhandensein von Power-Doppler-Information und merkt sich bereits detektierte Gefäße. Für den Algorithmus wurden vier mögliche Zustände während der Abtastung definiert, welche in Abbildung 3.20 noch einmal verdeutlicht werden.

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

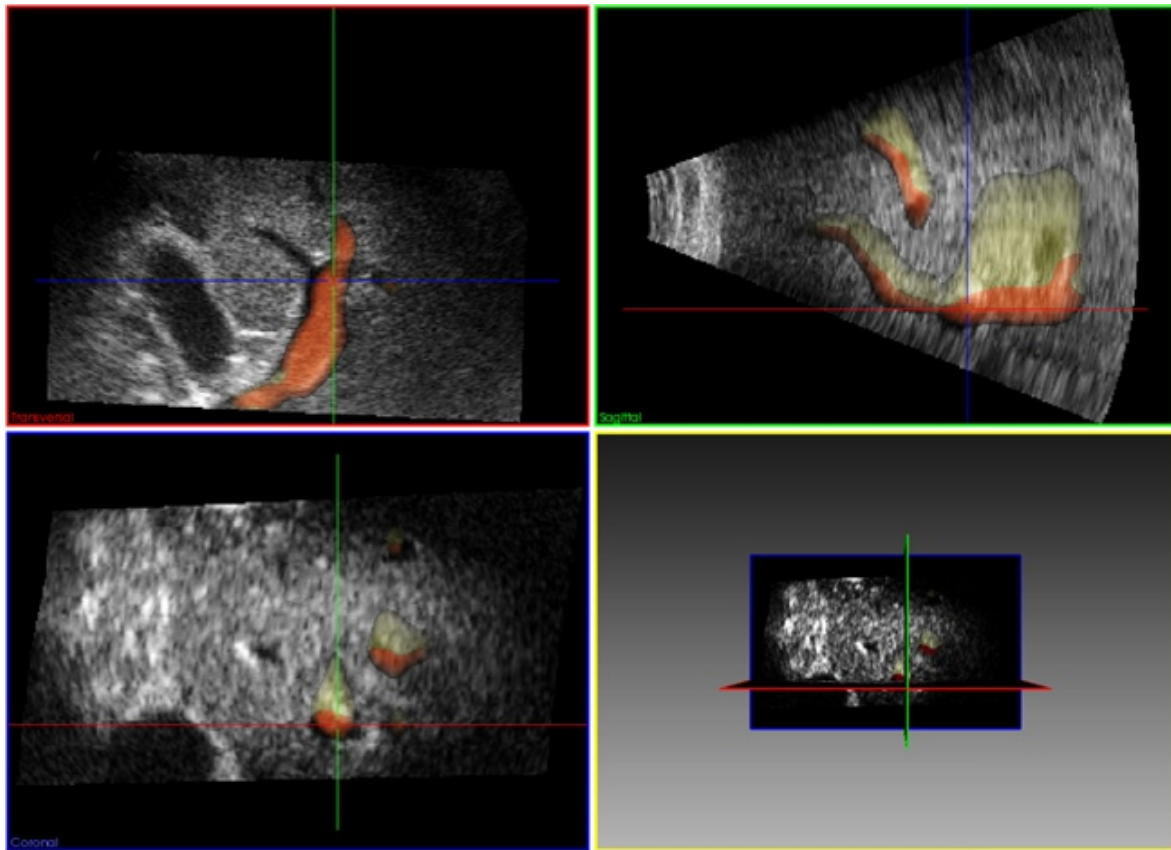


Abbildung 3.18.: Verwischte Gefäßstrukturen (gelb) in der Power-Doppler-Darstellung vor der Korrektur und die dazugehörigen Gefäße (rot) über den B-Mode-Bilddaten.

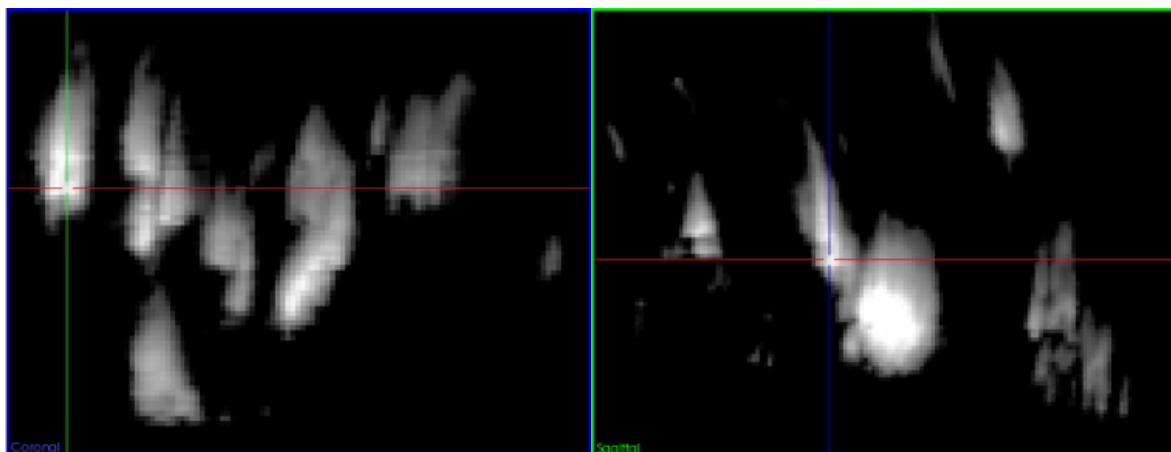


Abbildung 3.19.: Verschmolzene Gefäße in der Power-Doppler-Bildgebung. Gezeigt an zwei senkrechten Schnittebenen durch einen Volumendatensatz.

Die möglichen Zustände des Algorithmus sind:

- I* Außerhalb eines Gefäßes: Der Algorithmus hat derzeit noch kein Gefäß detektiert. An der aktuellen Position ist keine Power-Doppler-Information vorhanden. Der Algorithmus schreitet weiter entlang der Bildzeile voran und bleibt im Zustand *I*.
- II* Innerhalb eines Gefäßes: An der aktuellen Position ist Power-Doppler-Information vorhanden, der Voxelwert also > 0 . Somit wurde ein Gefäß detektiert. Wenn der Algorithmus aktuell in Zustand *I* oder *IV* ist, so wird die derzeitige Position als Startpunkt des Gefäßes gespeichert. Der Algorithmus wechselt in den Zustand *II*. Ist der Algorithmus bereits in Zustand *II*, so zählt der Algorithmus das aktuelle Voxel zur Anzahl der derzeitigen Gefäßvoxel hinzu.
- III* Maximum eines Gefäßes: An der aktuellen Position wurde ein Maximum detektiert. Der Algorithmus speichert die Anzahl an Voxeln zwischen dem Startpunkt des Gefäßes und der Position des Maximums. Die Suche wird fortgesetzt und der Algorithmus wechselt in den Zustand *III*. Hierbei wird die Anzahl an Voxeln nach dem Maximum gezählt.
- IV* Ende eines Gefäßes: Der Algorithmus befindet sich derzeit in Zustand *III*. An der aktuellen Position ist keine Power-Doppler-Information vorhanden, der Voxelwert also $= 0$ oder es wurde ein lokales Minimum gefunden (resultierend aus dem Verschmelzen benachbarter Power-Doppler-Strukturen durch die Kontinuität). Es wurde demnach das Ende eines Gefäßes detektiert. Der Algorithmus wechselt in den Zustand *I* bzw. *II* je nachdem, ob noch Power-Doppler-Information vorhanden ist oder nicht.

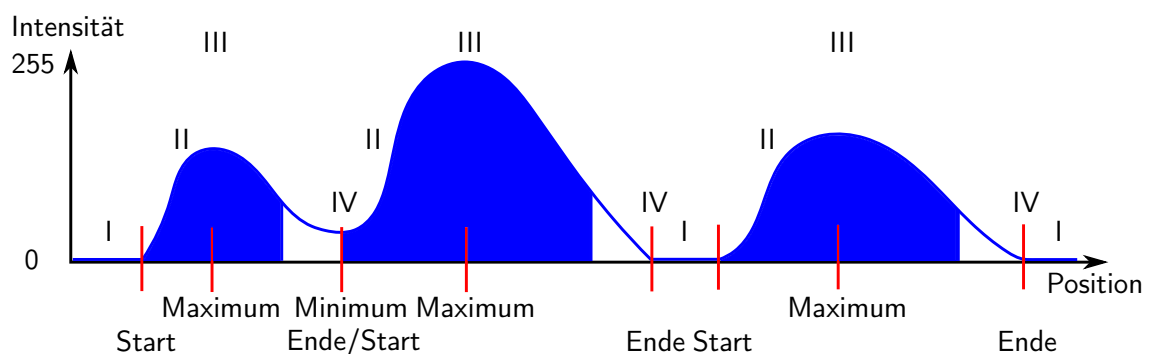


Abbildung 3.20.: Schematische Darstellung der Schritte des Power-Doppler-Segmentierungsalgorithmus. Die Kurve im Diagramm zeigt die Bildintensitäten aus dem Power-Doppler-Volumen, welche auf einer Linie entlang der Bewegungsrichtung des Schallkopfes gemessen wurden. Ausserhalb der Gefäße wurde keine Power-Doppler-Information gemessen. Durch die Glättung in Form von Autokorrelation und Kontinuität wurde das Gefäß entlang der Bewegungsrichtung der Sonde gestreckt. Daher werden symmetrische, tubuläre Strukturen verformt und benachbarte Gefäße können miteinander verschmelzen. Die blaue Fläche repräsentiert den Teil der Gefäße, der durch die Segmentierung als Gefäß bestimmt wird. In den weißen Flächen unter der Kurve wird die Power-Doppler-Information entfernt, um die Verformung der Gefäße wieder auszugleichen. Quelle: [KLDW12]

Sobald der Suchalgorithmus in den Zustand *III* wechselt, beginnt die Suche nach dem Ende des Gefäßes. Dies kann entweder das Ende der Power-Doppler-Struktur oder ein lokales Minimum zwischen zwei verschmolzenen Gefäßen sein. Wichtig ist hierbei, dass zuvor sowohl der Startpunkt des Gefäßes als auch die Position des Maximums bestimmt wurden. Sobald das Gefäßende erreicht ist, wird überprüft, ob die Anzahl an Voxeln vom Startpunkt zum Maximum geringer ist als die

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

Voxelanzahl von Maximum bis zum Endpunkt. Dies ist der Fall, wenn eine Verzerrung des Gefäßes stattgefunden hat. Die Differenz an Voxeln wird dann vom Ende der Power-Doppler-Struktur abgezogen, um diese wieder zu einer tubulären Struktur zu formen. Dies wird in Abbildung 3.20 durch die weißen Flächen unter der Kurve vor dem detektierten Ende der Struktur oder dem lokalen Minimum dargestellt.

Da der Algorithmus auf einzelnen Linien in den Power-Doppler-Volumen arbeitet und die resultierenden Gefäßstrukturen an unterschiedlichen Stellen beschnitten werden können, ist eine Nachverarbeitung des Ergebnisvolumens notwendig. Um einzelne lange Spitzen oder kleine Lücken aus den Power-Doppler-Strukturen herauszuglätten (siehe Abbildung 3.22a) wird zunächst mit einem $5 \times 5 \times 5$ Median Filter gearbeitet. Das Ergebnis der Medianfilterung ist ein Volumen mit korrigierter Power-Doppler-Information $M_{PD}(x, y, z)$ wie in Abbildung 3.22b gezeigt.

Im Anschluss erfolgt für jedes Voxel $\vec{x} = (x, y, z)$ eine Binarisierung, mit der die Power-Doppler-Information in ein binäres Segmentierungsergebnis umgewandelt wird:

$$S_{PD}(\vec{x}) = \begin{cases} 1 & M_{PD}(\vec{x}) > 1.0 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (3.8)$$

Mithilfe einer Analyse von Zusammenhangskomponenten können größere Strukturen wie Flashes, die in mehreren Schichtbildern auftreten, von den Gefäßstrukturen getrennt werden. Für den Fall, dass nur ein kleiner Teil der Gefäßstrukturen in den Bilddaten dargestellt ist und die Voxelmenge der Artefakte überwiegt, kann der Nutzer nach der Segmentierung aus den drei größten Zusammenhangskomponenten die passende auswählen. Im Allgemeinen stellen jedoch die Gefäßstrukturen die größte Zusammenhangskomponente dar, weshalb diese auch standardmäßig als Ausgabe visualisiert wird. Eine Automatisierung der Auswahl könnte über die Berechnung der Einhüllenden Box um die jeweiligen Zusammenhangskomponenten und eine Auszählung der Gefäß- und Nichtgefäßvoxel realisiert werden. Die Annahme ist hierbei, dass sich die Gefäße weiter durch das Volumen erstrecken und die Artefakte eher kompakt sind. Hieraus würde ein geringeres Verhältnis von Gefäß- zu Nichtgefäßvoxeln für Gefäßstrukturen resultieren. Mit diesem Maß könnte eine Bewertung der segmentierten Strukturen durchgeführt werden..

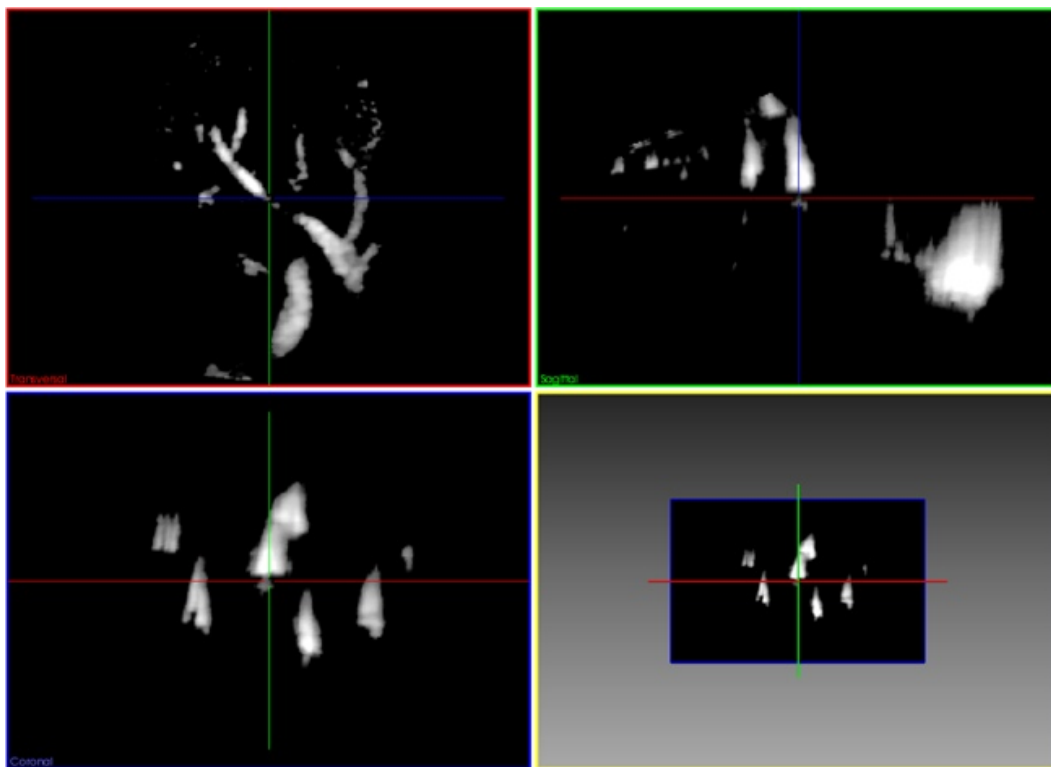
Die Visualisierung des Segmentierungsergebnisses erfolgt auch hier, wie in der B-Mode-Segmentierung, als Oberflächenmodell und durch Einfärbung der Schichtbilder.

Die Power-Doppler-Bildgebung hat mehrere große Vorteile gegenüber der B-Mode-Darstellung. Sie weist einen hohen Kontrast auf, zeigt fast ausschließlich Gefäßstrukturen und ist in der Lage, auch in Bereichen mit Bildgebungsartefakten noch Gefäße zu detektieren. Dem gegenüber stehen allerdings auch einige Einschränkungen. Verläuft ein Gefäß z. B. senkrecht zur Bildebene, so ist die Power-Doppler-Information, wenn überhaupt, nur noch sehr schwach vorhanden. Denn selbst mit der Verwendung von Puls-Doppler-Verfahren, kann es passieren, dass aus diesen Gefäßen keine Doppler-Information detektiert und somit auch keine Flow Information berechnet werden kann.

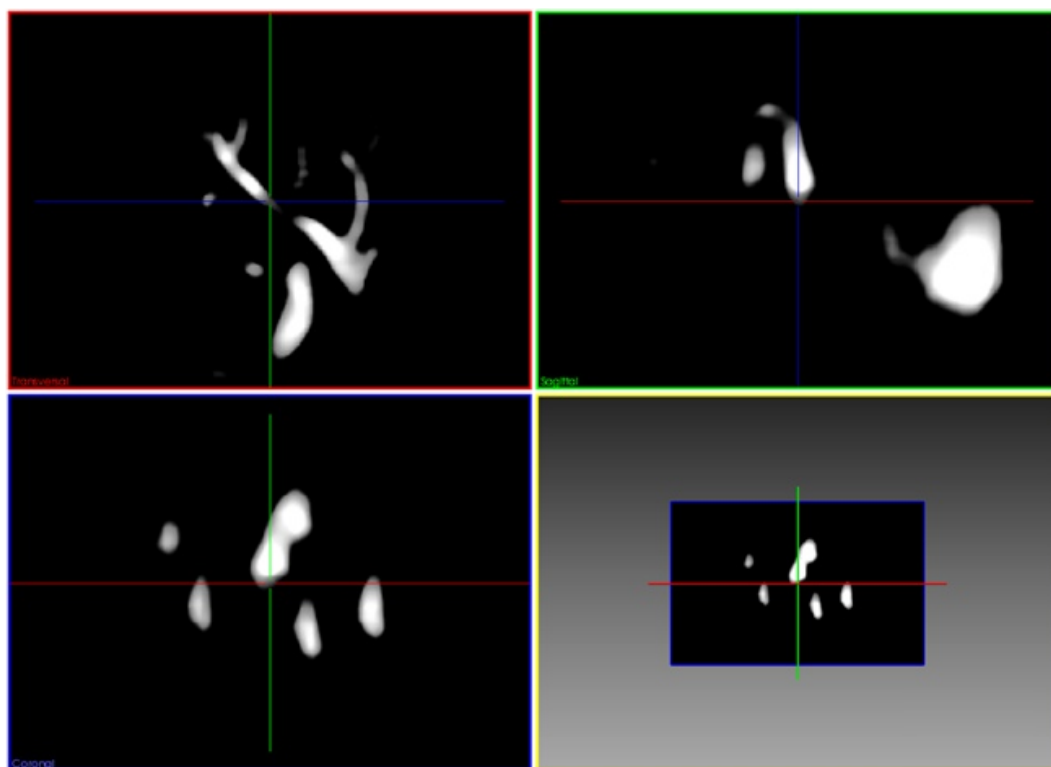
Um die Nachteile der beiden Ultraschallbildgebungsverfahren B-Mode und Power Doppler zu überwinden, wird im folgenden Abschnitt ein kombinierter Ansatz zur Segmentierung von Gefäßstrukturen aus beiden Modalitäten vorgestellt.

3.2.3. Kombinierte Segmentierung

Das Ziel der kombinierten Segmentierung ist es, durch die Vereinigung der Segmentierungsergebnisse von B-Mode- und Power-Doppler-Segmentierung insgesamt mehr Gefäßstrukturen zu erfassen. Moderne Ultraschallgeräte ermöglichen die gleichzeitige Aufnahme von B-Mode- und Power-Doppler-Daten im sogenannten Duplex Modus. Auf die Bilddaten kann dabei getrennt zugegriffen werden,



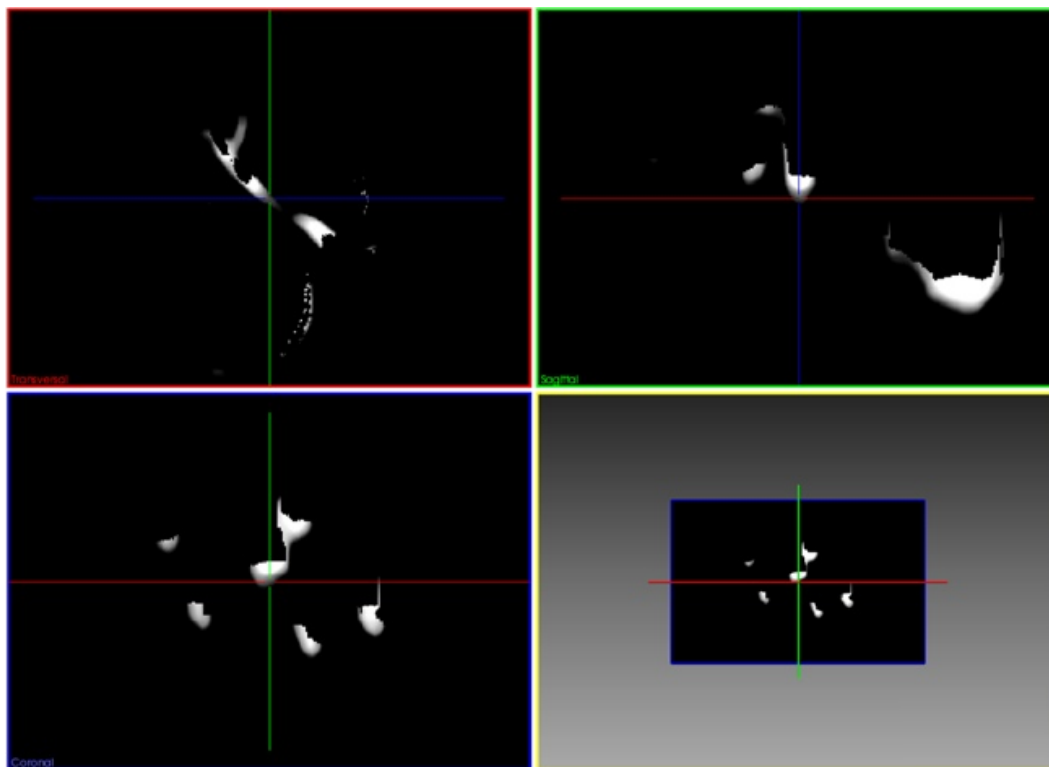
(a) Original Power-Doppler-Daten



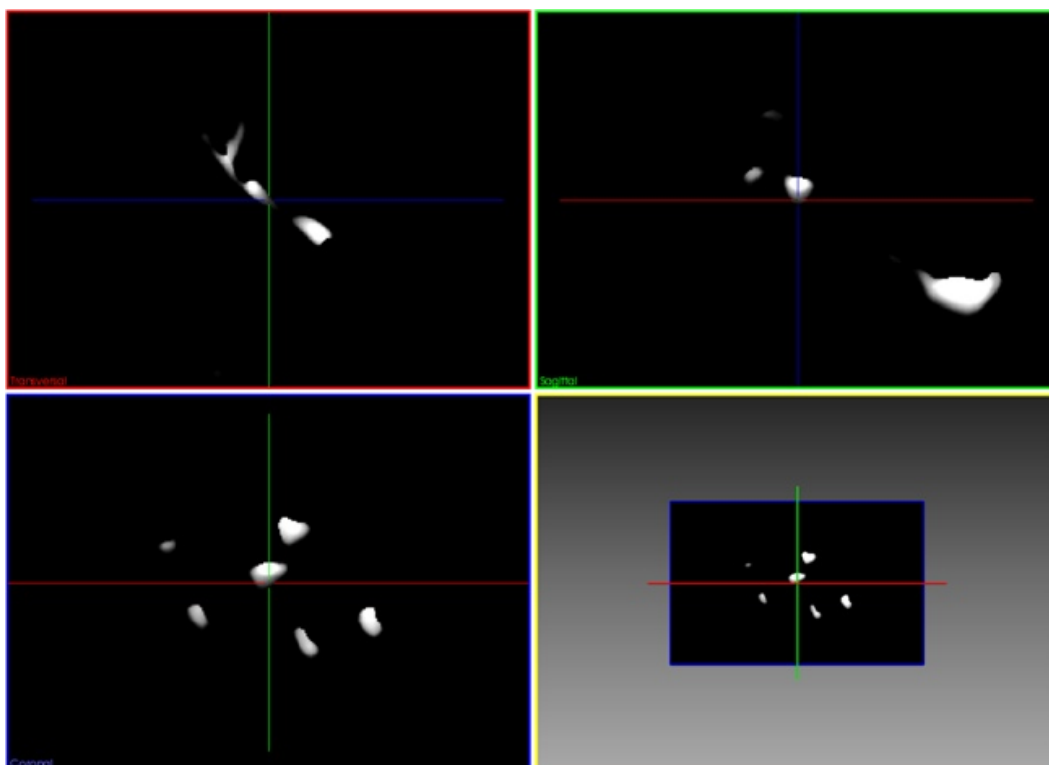
(b) Median Filterung

Abbildung 3.21.: Die ersten beiden Verarbeitungsschritte der Korrektur für die Gefäßsegmentierung aus Power-Doppler-Bilddaten.

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten



(a) Korrektur der Gefäßartefakte



(b) Endergebnis nach erneuter Median Filterung

Abbildung 3.22.: Verarbeitungsschritte Nummer drei und vier der Korrektur für die Gefäßsegmentierung aus Power-Doppler-Bilddaten.

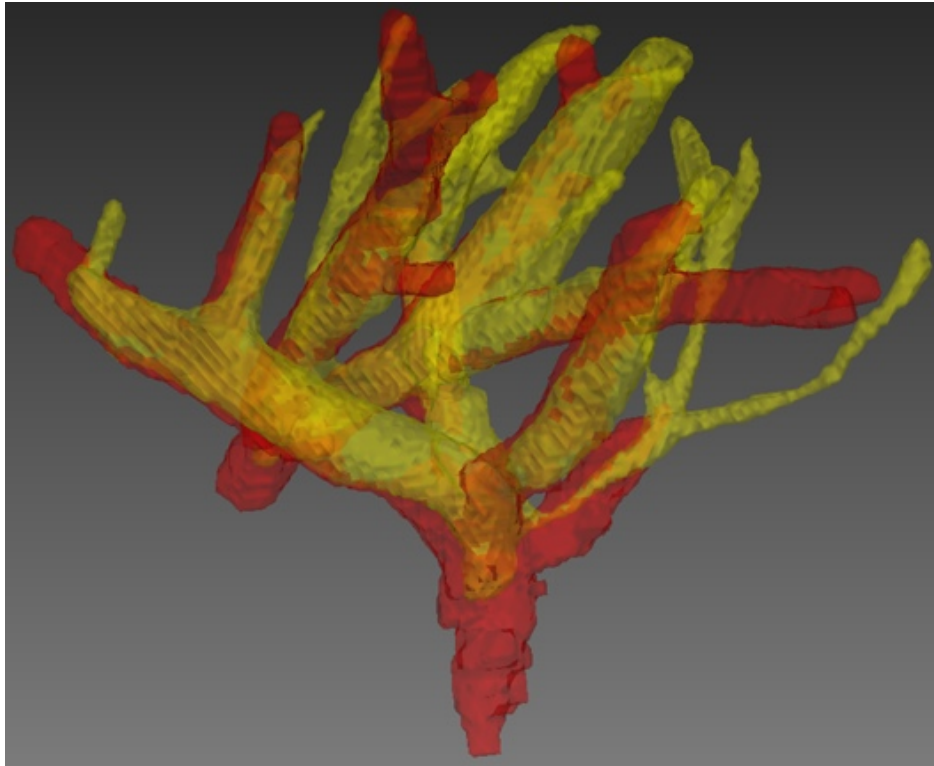


Abbildung 3.23.: Oberflächenvisualisierung von Gefäßstrukturen aus der kombinierten B-Mode- (rot) und Power-Doppler-Segmentierung (gelb). Quelle: [KLDW12]

so dass nach der Rekonstruktion zwei Volumen mit unterschiedlicher Bildinformation zur Verfügung stehen. Diese Volumen sind bereits perfekt registriert, da sie zur gleichen Zeit aufgenommen wurden (siehe Abbildung 3.16).

Somit konnte die kombinierte Segmentierung als Vereinigung der beiden binären Segmentierungsergebnisse umgesetzt werden

$$S_K = S_{BM} \cup S_{PD}. \quad (3.9)$$

Das Ergebnis der kombinierten Segmentierung ist in Abbildung 3.23 beispielhaft gezeigt. Die segmentierten Gefäßstrukturen bilden die Lebervene und die Portalvene ab. Die roten Strukturen repräsentieren Gefäße, die mithilfe der B-Mode-Segmentierung detektiert wurden. Diese umfassen elf Bifurkationen, welche als natürliche Landmarken für eine Registrierung genutzt werden können. Die gelben Strukturen repräsentieren Gefäße aus der Power-Doppler-Segmentierung. Auch hier sind elf Verzweigungen erkannt worden. Von besonderem Interesse sind die dünnen Gefäße im rechten Teil des Bildes, welche innerhalb eines Bildbereiches mit einem Schattierungsartefakt liegen (siehe Abbildung 3.16).

Den Hauptgrund für die kombinierte Segmentierung erkennt man, wenn man die Bifurkationen der jeweiligen Ultraschallbildgebung in den Ergebnisdaten aus Abbildung 3.23 vergleicht. Hierbei fällt auf, dass einige Verzweigungen komplementär sind. Demnach können in den Bilddaten die Gefäße unterschiedlich gut segmentiert werden. Die Gefäßstruktur aus der kombinierten Segmentierung beinhaltet in diesem Beispiel 16 Bifurkationen, wodurch die Anzahl der nutzbaren Landmarken um 45 % gesteigert werden konnte. Weitere Ergebnisse der kombinierten Segmentierung werden in Abschnitt 3.3.4 beschrieben.

Die kombinierte Segmentierung vereint die Vorteile der beiden vorgestellten Ultraschall-Segmentierungsverfahren. Sie ermöglicht es, Gefäße auch in Bereichen mit Schattierungsartefakten zu

3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

segmentieren. Weiterhin können auch senkrecht zur Schallebene verlaufende Gefäße detektiert werden. Da die nachfolgende Registrierung von präoperativem CT und intraoperativem Ultraschall auf den Gefäßstrukturen basiert, kann die kombinierte Segmentierung die Menge an nutzbaren, natürlichen Landmarken erhöhen.

Die Sonderfälle und Probleme, welche eine Kombination der Bilddaten verhindern oder deren Ergebnis beeinflussen, werden in Abschnitt 3.3.4 beschrieben. An dieser Stelle sei nur auf die Inkonsistenzen in den Gefäßdurchmessern hingewiesen, welche z. B. auch in Abbildung 3.23 sichtbar sind. Für die Korrektur dieser Artefakte wird in Abschnitt 5.2.5 eine Lösung vorgestellt.

3.3. Ergebnisse

Die in den Abschnitten 3.2.1 und 3.2.2 vorgestellten Gefäßsegmentierungsverfahren finden regelmäßigen Einsatz in der Klinik. So wurden bisher bei 47 Patienten mit dem Ultraschall intraoperative Volumenaufnahmen der Leber angefertigt. In 21 Fällen wurden ausschließlich B-Mode-Daten akquiriert. Von 25 Patienten wurden sowohl B-Mode- als auch Power-Doppler-Daten aufgezeichnet. Für einen Patienten existierten nur Power-Doppler-Daten.

Der Einsatz der Segmentierungsverfahren hängt hauptsächlich vom Gesundheitszustand der Patienten und der damit verbundenen Qualität der Ultraschallbildgebung ab. So ist es möglich, dass das Leberparenchym durch fortschreitende Fibrose verhärtet und in späteren Stadien der Zirrhose sogar Blutgefäße soweit komprimiert, dass diese kaum noch Blut transportieren und demnach auch nicht mehr im Ultraschall sichtbar sind. Aus eben diesem Grund enthielten 5 der 25 B-Mode-Volumen keine verwertbare Information und nur die Power-Doppler-Daten konnten segmentiert werden.

3.3.1. Eigenschaften der Bilddaten

Die gefäßbasierte Segmentierung der Ultraschallvolumen wurde an perkutan aufgenommenen klinischen Patientendaten evaluiert. Für die intraoperative Ultraschallbildgebung wurde ein MyLab™ Twice Gerät mit der bogenförmigen Schallsonde CA631 (60 mm Krümmung und 8-1 MHz) der Firma Esaote S.p.A. verwendet. Die Ultraschalldaten wurden interkostal mit einer Schalltiefe von 12 cm bis 18 cm aufgenommen. Je nach Schalltiefe und Öffnungswinkel des Ultraschalls lag die Breite des aufgenommenen Volumens zwischen 14 cm und 24 cm. Durch die Positionierung des Schallkopfes zwischen den Rippen und die Fächerbewegung um die Bildachse wurden Volumen mit einer Höhe von 12 cm bis 18 cm aufgenommen. Die Rekonstruktion der Volumen erfolgte in Form von isotropen Voxeln, wobei die Voxelgröße abhängig von der Größe des Volumens im Bereich von 0,44 mm bis 0,72 mm lag.

3.3.2. B-Mode-Bilddaten

Drechsler et al. haben in [DOL10a] die Eigenschaften verschiedener Ansätze für die Berechnung der Vesselness analytisch anhand von künstlichen Bilddaten untersucht. Hierbei haben die Methoden von Sato et al. [SNA⁺97] und Erdt et al. [ERS08] an Verzweigungen bessere Ergebnisse geliefert als der Ansatz von Frangi et al. [FNVV98]. Letzterer hat jedoch den Vorteil nah beieinander verlaufende Gefäße besser trennen zu können.

Auch auf die Eignung zur Segmentierung der Gefäße aus Ultraschall-B-Mode-Bilddaten wurden diese drei Methoden untersucht. Abbildung 3.24 ermöglicht den visuellen Vergleich der Hervorhebung von Gefäßen. Bei der Berechnung der Vesselness wurden für alle Methoden die Parameter mit den in der jeweiligen Literatur beschriebenen Standardwerten belegt.

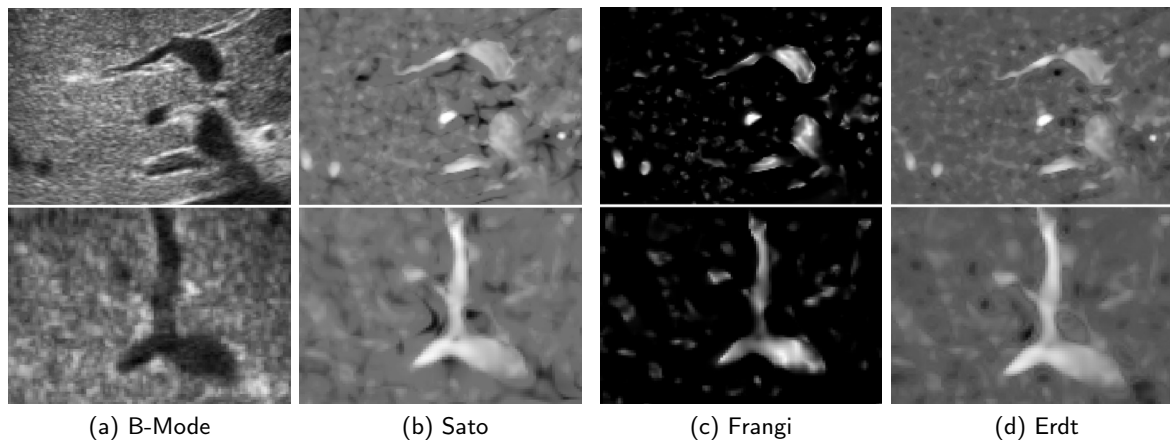


Abbildung 3.24.: Visueller Vergleich verschiedener Maße der Vesselness für die Hervorhebung von Gefäßen im B-Mode-Ultraschall. Oben ist immer die transversale Ansicht auf das Volumens gezeigt und darunter die coronale Ansicht.

Die original B-Mode-Daten zeigt Abbildung 3.24a. Abbildung 3.24b zeigt Satos Vesselness-Maß [SNA⁺97], welches im Rahmen dieser Arbeit für die Segmentierung der Gefäße aus Ultraschall-daten verwendet wurde. Das Ergebnis von Frangis Vesselness-Berechnung [FNVV98] ist in Abbildung 3.24c gezeigt. Erdts Methode zur Berechnung der Vesselness [ERS08] wurde in Abbildung 3.24d verwendet, um die Gefäße in den Bilddaten hervorzuheben.

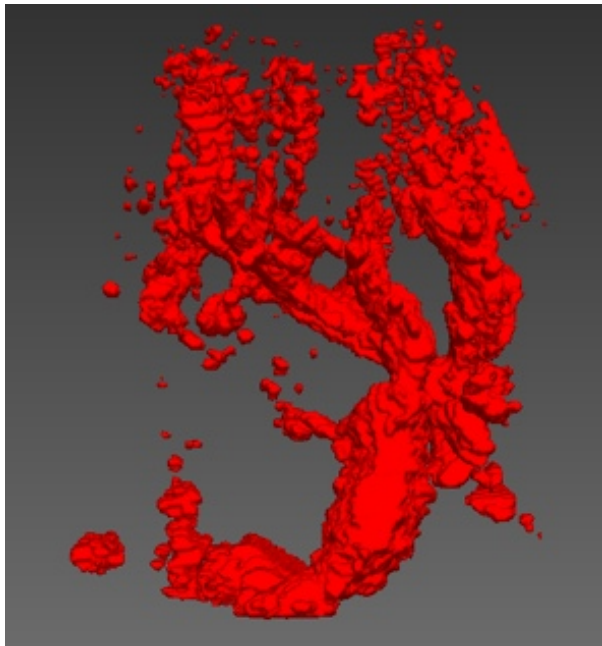
Aus dem Vergleich der resultierenden Gefäßhervorhebungen wird deutlich, dass Frangis Methode bei der späteren Segmentierung zu Problemen mit der Gefäßkontinuität führen kann, da die Stärke der Vesselness zum Rand der Gefäße hin stark abfällt. Insbesondere bei dünneren Gefäßen sinken die Vesselness-Werte unter den bei der Segmentierung verwendeten Schwellwert, wodurch die Segmentierung an einigen Stellen unterbrochen werden kann. Der Abfall der Vesselness-Werte aus Frangis Methode lässt sich auch an Bifurkationen beobachten. Satos und Erdts Methode weisen visuell fast identische Ergebnisse auf. Vergleicht man jedoch die Werte der Vesselness im Inneren der Gefäße und im umliegenden Parenchym, so wird deutlich, dass bei Satos Methode der Kontrast stärker ist. Aus diesem Grund wurde die Hervorhebung der Gefäße mit Satos Methode und den Anpassungen von Drechsler et al. [DOL10c] durchgeführt.

Diese Beobachtungen ließen sich trotz der unterschiedlichen Darstellung von Portalvene und Leber-vene in den B-Mode-Daten machen. Die Wände der Portalvene, welche aufgrund der unterschiedlichen Anatomie der Gefäße in den Bilddaten als helle Ränder sichtbar sind, haben die Hervorhebung und die nachfolgende Segmentierung nicht negativ beeinflusst.

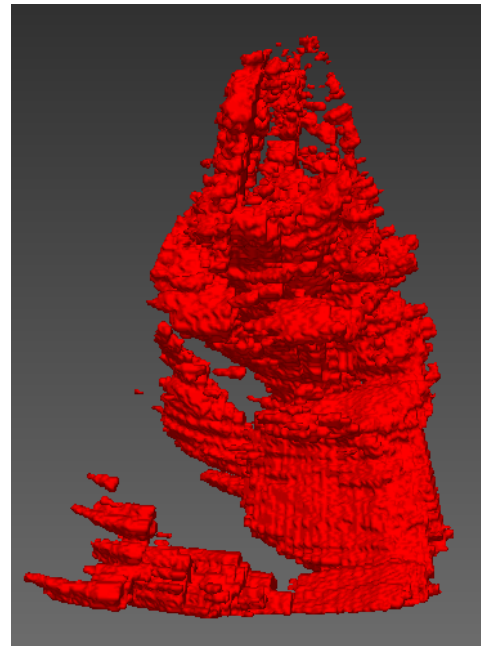
3.3.3. Power-Doppler-Bilddaten

Alle aufgenommenen Power-Doppler-Volumen wiesen die in Abschnitt 3.2.2 beschriebenen Verzerrungen der Gefäßinformation auf. Dies ist in Abbildung 3.25a und Abbildung 3.25b beispielhaft für einen Datensatz dargestellt. In Abbildung 3.25c und Abbildung 3.25d ist die Power-Doppler-Information nach Beseitigung des Rauschens und der anschließenden Korrektur der Verzerrung gezeigt. Hierbei ist in der seitlichen Ansicht der Unterschied der Gefäßdurchmesser vor und nach der Verarbeitung deutlich zu erkennen.

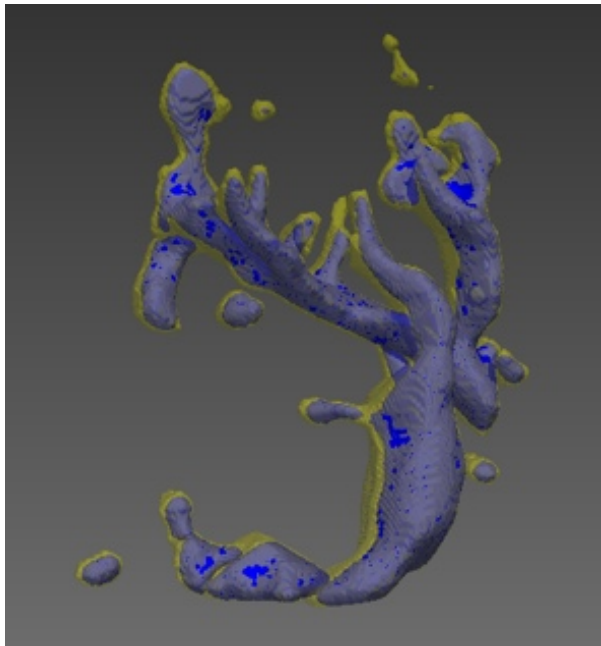
3. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten



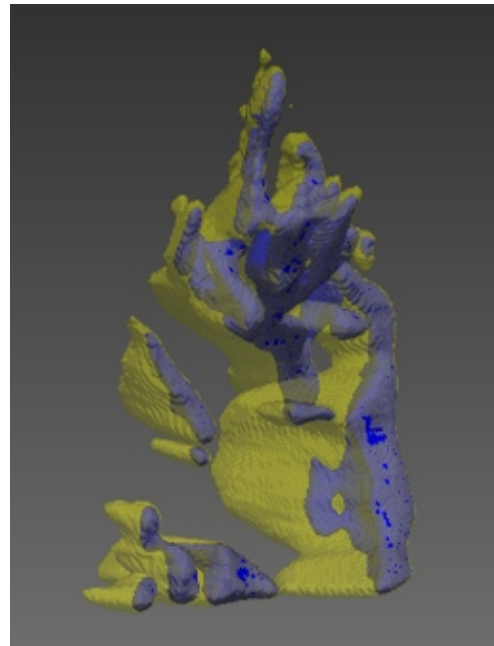
(a) Frontale Ansicht



(b) Seitliche Ansicht



(c) Frontale Ansicht



(d) Seitliche Ansicht

Abbildung 3.25.: Verarbeitung der Power-Doppler-Ultraschallbilddaten. Die obere Zeile zeigt eine Oberflächenvisualisierung der original Power-Doppler-Werte. In der unteren Zeile ist das Ergebnis der Median Filterung in gelb dargestellt. Das Endergebnis nach Beseitigung der Kontinuitätsartefakte ist in blau dargestellt.

Tabelle 3.3.: Übersicht der Anzahl verwertbarer Bifurkationen aus korrespondierenden B-Mode- und Power-Doppler-Volumen und der kombinierten Segmentierung. Quelle: [KLDW12].

Datensatz	Anzahl Bifurkationen			Zuwachs
	B-Mode	Power Doppler	kombiniert	
1	14	14	23	64 %
2	10	23	29	26 %
3	4	23	27	17 %
4	8	5	10	25 %
5	4	14	18	28 %
6	9	9	15	66 %
7	13	9	16	23 %
8	18	14	24	33 %
9	10	16	20	25 %
10	11	11	16	45 %
Mittel	10,1	13,8	19,8	35,4 %

3.3.4. Kombinierte Segmentierung

Eine kombinierte Segmentierung der B-Mode- und Power-Doppler-Daten konnte in zehn Fällen umgesetzt werden. In den anderen zehn Fällen war die in den Power-Doppler-Volumen enthaltenen Gefäßinformation entweder durch starkes Rauschen oder Flash-Artefakte gestört, oder sie war nicht mit den aus den B-Mode-Daten segmentierten Gefäßen verbunden. Letzteres ist insbesondere der Fall, wenn in den Power-Doppler-Daten der Blutfluss nur in Teilen der Gefäße erfasst werden konnte. In den meisten Fällen war eine Kombination der segmentierten Gefäße dann nicht möglich.

Das Ergebnis der kombinierten Segmentierung von B-Mode- und Power-Doppler-Daten ist in Tabelle 3.3 zusammengefasst. Insgesamt konnte die Anzahl der für die Registrierung als Landmarken verwertbaren Bifurkationen durch die kombinierte Methode um 35 % gesteigert werden. Hierbei gelingt es, die Nachteile der beiden intraoperativ am häufigsten eingesetzten Bildgebungsverfahren zu überwinden und so mehr Bifurkationen und Gefäßsegmente zu extrahieren. Dies ist von besonderer Bedeutung, da die Bifurkationen die Grundlage für das später folgende Graph Matching bilden (vgl. Abschnitt 4.2.2.3). Je mehr Bifurkationen vorhanden sind, desto eindeutiger können Korrespondenzen zwischen diesen vom Graph Matching erkannt und somit für die Registrierung verwendet werden. Die gemeinsame Segmentierung aus beiden Ultraschallarten ist demnach von großem Vorteil.

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

Inhalt

4.1. Stand der Technik	53
4.1.1. Gliederung der Registrierungsverfahren	54
4.1.2. Taxonomie	54
4.1.3. Bildbasiert	58
4.1.4. Landmarkenbasiert	60
4.1.5. Modellbasiert	62
4.1.6. Hybrid	62
4.1.7. Fazit	64
4.2. Entwickelte Registrierungsmethoden	66
4.2.1. Bildbasierte Registrierung der Niere	66
4.2.2. Gefäßbasierte Registrierung der Leber	71
4.3. Integration für die perkutane Leberintervention - LiverLab	97
4.4. Ergebnisse	101
4.4.1. Bildbasierte Registrierung: B-Mode vs. Elastographie	101
4.4.2. Gefäßbasierte Registrierung	112

Die Registrierung von präoperativen CT-Bilddaten und intraoperativen Ultraschallbilddaten ist ein essentieller Schritt, der die Navigation in der minimalinvasiven Chirurgie ermöglicht. Das Ziel der Registrierung ist es, die in den Bilddaten der prä- und intraoperativen Modalitäten dargestellte Anatomie des Patienten möglichst genau in Deckung zu bringen. Dazu wird durch die Registrierung eine Transformation ermittelt, mit deren Hilfe die Planungsinformation, wie z. B. segmentierte Tumore, auf die intraoperative Patientenanatomie übertragen werden kann. Diese Transformation reicht von rigiden Translationen und Rotationen über affine Transformationen wie Scherungen bis hin zur frei deformierbaren Transformation von Bilddaten. Um die Güte der Registrierung über Ähnlichkeitsmaße, sogenannte Metriken, abzuschätzen, können die Helligkeitswerte der Bilddaten verwendet werden. Die schrittweise Verbesserung der bildbasierten Registrierung erfolgt meist über Optimierungsverfahren. Alternativ dazu können aus den Bilddaten Landmarken extrahiert werden, aus denen sich die Registrierung der gesamten Volumendatensätze bestimmen lässt. Diese Landmarken können auf natürliche Weise in den Bilddaten vorkommen, wie z. B. Blutgefäße im Inneren des Organs oder auch die Organoberfläche selbst. Seltener werden künstliche Landmarken vor der Registrierung in das Organ oder die Zielregion eingebracht.

4.1. Stand der Technik

In diesem Abschnitt wird der Stand der aktuellen Forschung im Bereich der Registrierung von Ultraschall und CT-Bilddaten vorgestellt.

4.1.1. Gliederung der Registrierungsverfahren

Eine der grundlegendsten Übersichten und Klassifikationen von Registrierungsverfahren stammt von Maintz und Viergever [MV96], welche später noch einmal aktualisiert wurde [MV98]. Wenn auch die vorgestellten Arbeiten schon etwas älter sind, so hat die grundlegende Einteilung anhand der Registrierungsbasis in extrinsische und intrinsische Methoden, also die Verwendung von externen Markern oder internen Strukturen, noch immer Bestand. Weiterhin ist die Klassifikation anhand von neun Hauptkriterien sehr gut gewählt. Leider finden sich unter den Arbeiten keine Methoden zur multimodalen Registrierung von Ultraschallbilddaten, allerdings lassen sich diese problemlos anhand der Kriterien klassifizieren.

Da in der Weichteilchirurgie häufig Deformationen der Organe eine Registrierung erschweren, sei an dieser Stelle auch die Arbeit von Dawant [Daw02] erwähnt. In dieser werden Methoden zur nicht-rigiden Registrierung vorgestellt. Dawant hat hierbei grob zwischen den zwei Kriterien Modalität und Subjekt unterschieden und im Anschluss daran eine methodische Klassifikation vorgestellt.

Pluim und Fitzpatrick haben in [PF03] eine umfassende Literaturrecherche durchgeführt. Das Ziel war es, Trends in der Forschung zum Thema Registrierung zu erkennen. Sowohl die intraoperative als auch die deformierbare Registrierung wurden als Top-Themen identifiziert. So verwundert es auch nicht, dass die Registrierung von Ultraschallbilddaten in den Fokus der Wissenschaftler rückte.

In ihrer Arbeit zum Thema Registrierung und Analyse von Bildern vaskulärer Strukturen schlagen Aylward et al. [AJWB03] eine Unterteilung der intrinsischen Registrierungsbasis vor. Die Autoren verwenden die extrahierten Gefäße für die Registrierung und klassifizieren die bereits bestehenden Methoden zu diesem Thema in drei Klassen: bildbasierte, merkmalsbasierte und modellbasierte Verfahren.

Das Anwendungsgebiet der von Gholipour et al. in [GKB⁺07] vorgestellten Registrierungsverfahren ist zwar die Lagebestimmung von Aktivitäten im Gehirn, aber die methodische Einteilung ist allgemeingültig. Auch Gholipour et al. beschreiben die Dichotomie in extrinsische und intrinsische Korrespondenzen. Weiterhin vergleichen Sie Arbeiten anhand der Transformationen, welche verwendet werden, um die Bilddaten aufeinander abzubilden. Ein wichtiger Aspekt der Literaturanalyse ist allerdings die Vielzahl an Arbeiten, welche sich mit der Registrierung von Ultraschallbilddaten beschäftigen.

Auch Rueckert und Aljabar fokussieren sich in [RA10] auf die nicht-rigide Registrierung. Sie schlagen allerdings eine Unterteilung anhand von drei Kriterien vor. Neben der Transformation wird anhand des verwendeten Ähnlichkeitsmaßes und der durchgeführten Optimierung unterschieden.

Im folgenden Abschnitt wird die eigene Klassifikation der Registrierungsverfahren vorgestellt und die Literatur entsprechend gegliedert.

4.1.2. Taxonomie

Bei der intraoperativen Registrierung geben die klinischen Umstände die Anforderungen an das Registrierungsverfahren vor. Aufgrund der unterschiedlichen Gewebeeigenschaften der beiden Zielorgane Niere und Leber unterscheiden sich diese Anforderungen teilweise für das jeweilige Anwendungsgebiet.

Klinische Anforderungen

- Organübergreifend
 - Multimodalität (CT/Ultraschall)
 - Kurze Laufzeit

- Niere
 - Bildbasiert
 - Rigide Registrierung
- Leber
 - Verwendung interner Landmarken (Gefäße)
 - Deformierbare Registrierung

In Tabelle 4.1 wird die Literatur anhand der oben genannten klinischen Anforderungen gegliedert. Aus dieser Übersicht kann schnell abgeleitet werden, welche Ansätze sich für den intraoperativen Einsatz eignen.

Tabelle 4.1.: Einteilung der Literaturbeiträge zum Thema Registrierung anhand der wichtigsten Eigenschaften bezüglich des Algorithmus und der verwendeten Daten. Die rot unterlegten Zellen sind aufgrund ihrer langen Laufzeit oder der Tatsache, dass keine multimodalen Daten verarbeitet werden können, nicht für den intraoperativen Einsatz geeignet. Auch die Arbeiten in den weißen Zellen weisen Schwächen in einzelnen Bereichen auf. Die gelb hinterlegten Zellen repräsentieren Arbeiten, die zwar alle organübergreifenden Anforderungen erfüllen, jedoch die organspezifischen Eigenschaften nicht ausnutzen. Für die grau hinterlegten Zellen wurden keine Arbeiten im Bereich der Ultraschallregistrierung vorgestellt. Die grün unterlegten Zellen erfüllen alle klinischen Anforderungen und beinhalten demnach die interessantesten Arbeiten.

		Registrierungsbasis				
		Bildinhalt		Landmarken		
Transformationsbasis	deformierbar		[BPKH05], [JA04], [WKA ⁺ 10]		[DBB08b, DBB08a], [MBS ⁺ 10], [MK01a, MK01b]	kurz
		[HP09b]	[HP09a], [HBO ⁺ 10], [LPH ⁺ 09], [LNLR11]	[LZYC10]	[LEHS03]	lang
	rigide		[AWB01], [MFH ⁺ 12], [WRN05]	[WHV ⁺ 04]	[BPC ⁺ 04], [HHS ⁺ 99, HHS ⁺ 00], [NKLR10, NKL ⁺ 12], [PBH ⁺ 01], [VPA ⁺ 02]	kurz
		[SZ02]	[LMPT04], [PBH ⁺ 04], [PRS ⁺ 01], [SMDF01], [WKC ⁺ 07, WBK ⁺ 08]			lang
		nein	ja	nein	ja	
Multimodalität						

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

Die Haupteinteilung der in Tabelle 4.1 aufgezählten Registrierungsverfahren erfolgt anhand der Transformationsbasis. Da sich die Leber aufgrund ihrer Gewebeeigenschaften stark verformt, ist für die anatomisch korrekte Überlagerung prä- und intraoperativer Bilddaten während der Operation die deformierbare Registrierung zwingend erforderlich. Für die Niere sind aufgrund der höheren Gewebefestigkeit rigide Registrierungsverfahren ausreichend in der Genauigkeit.

Da intraoperativ häufig Ultraschallaufnahmen angefertigt werden und diese mit präoperativen Daten wie MRT oder CT registriert werden müssen, ist eine Vielzahl der Methoden multimodal.

Ob die Registrierung eher über den Bildinhalt, also die Grauwerte in den Bildern, erfolgt oder Landmarken aus den Bildern extrahiert werden, ist eher zweitrangig. Dies ist an der relativen Gleichverteilung der Arbeiten, in den beiden Bereichen der Registrierungsbasis sowohl über die jeweiligen anderen Kriterien als auch über die Jahre hinweg, erkennbar.

Für den intraoperativen Einsatz ist eine möglichst kurze Laufzeit der Verfahren wichtig. Dies spiegelt sich auch in Tabelle 4.1 wider, da die meisten Verfahren eine kurze Laufzeit aufweisen. Häufig benötigen bildbasierte Verfahren mehr Zeit für die Berechnung der Registrierung, da aufwändige Ähnlichkeitsmaße berechnet werden müssen. Ein weiterer Grund kann z. B. die Simulation einer Modalität aus dem Bildinhalt der anderen Modalität sein, um die Robustheit der Registrierung anhand des verwendeten Ähnlichkeitsmaßes zu steigern.

Aus den oben genannten Anforderungen an Registrierungsalgorithmen ergibt sich eine Bewertung der Arbeiten anhand der folgenden Eigenschaften:

Eigenschaften für die Bewertung

- Modalität
- Dimension
- Parameter/Vorwissen/Nutzerinteraktion
- Komplexität/Laufzeit
- Registrierungsbasis
- Transformationsbasis

Neben der Beschreibung dieser Eigenschaften werden die Arbeiten anhand des grundlegenden algorithmischen Ansatzes klassifiziert. Hierbei wird die methodische Einteilung aus [AJWB03] verwendet und wie folgt erweitert.

Methodische Einteilung

- Bildbasiert
- Landmarkenbasiert
- Modellbasiert
- Hybride

Die folgende Tabelle 4.2 enthält eine Übersicht der in der Literatur vorgestellten Registrierungsverfahren, klassifiziert anhand der zuvor genannten methodischen Einteilung und beschrieben durch die oben genannten Eigenschaften.

Der Fokus dieser Übersicht liegt auf grundlegenden Arbeiten, aktuellen Arbeiten und Ansätzen für die Registrierung von Ultraschallbilddaten anhand der Gefäße.

Die Arbeiten wurden zur besseren Übersicht innerhalb der Methoden alphabetisch aufsteigend sortiert. Die grün unterlegten Arbeiten erfüllen alle klinischen Anforderungen (vgl. Tabelle 4.1).

Tabelle 4.2.: **Modalität:** BM = B-Mode, CFM = Color-Flow-Mode, CTA = Computer Tomographie Angiographie, MRA = Magnetresonanztomographie, MRT = Magnetresonanztomographie, O = Organmodell, PDM = Power-Doppler-Mode, T = Trackingpositionen; **Dimension:** 2D = Verarbeitung von Schichtbildern, 3D = Registrierung von Volumen; **Parameter/Interaktion:** E = Elastizitätskoeffizient, K = Korrespondenz(en), MP = Modellparameter, MV = manuelle Vorregistrierung, O = Oberfläche, P = selektierte Punkte, Zahl = Anzahl weiterer Parameter; **Numerische Skalierung der Komplexität/Laufzeit:** 0 = Unzureichend, 1 = Befriedigend, 2 = Gut, 3 = Sehr gut; **Registrierungsbasis:** i = intrinsisch, EM = extrahierte Merkmale, G = Gefäße, Gr = Gradienten, I = Intensitäten, L = Landmarken, O = Organoberfläche; **Transformationsbasis:** A = affin, D = deformierbar, R = rigide;

Kürzel	Modalität	Dimension	Parameter/Interaktion	Komplexität/Laufzeit	Registrierungsbasis	Transformationsbasis
<i>Bildbasiert</i>						
[BPKH05]	MRT, BM	2D, 3D	4, MV	2	i, G, I	D
[HP09b]	BM	2D, 3D	4, MV	1	i, I	D
[LMPT04]	CT, BM	2D, 3D	1, MV	1	i, I	R
[MFH ⁺ 12]	MRT, BM	3D	5, MV	2	i, I	R
[PBH ⁺ 04]	MRT, BM	2D, 3D	4, MV	1	i, G, I	R
[SZ02]	BM	3D	7, MV	1	i, I	A
[WRN05]	CT, BM	2D, 3D	MV	3	i, Gr, I	R
[WKC ⁺ 07, WBK ⁺ 08]	CT, BM	2D, 3D	-	2	i, I	A
[WKA ⁺ 10]	CT, BM	2D, 3D	MV	3	i, I	D
<i>Landmarkenbasiert</i>						
[BPC ⁺ 04]	CT, MRT, BM	2D, 3D	-	3	i, O, L	R
[DBB08b, DBB08a]	CT, BM	3D	MP, MV	3	i, G, L	D
[LEHS03]	MRT, CT, PDM	3D	3	1	i, G	D
[LZYC10]	BM	2D	3, O	1	i, O, L, EM	D
[MBS ⁺ 10]	CT, BM, CFM	2D, 3D	Ken	3	i, G, O, L	D
[NKL ⁺ 10, NKL ⁺ 12]	CT, BM	3D	2	2	i, G, O, L	A
[PBH ⁺ 01]	MRT, BM	2D, 3D	P	3	i, G, O, L	R
[VPA ⁺ 02]	MRT, BM	3D	O	2	i, O	R
<i>Modellbasiert</i>						
[HHS ⁺ 99, HHS ⁺ 00]	CT, T	3D	1, MV	3	i, O	R
[MK01a, MK01b]	O, T	3D	-	3	i, O	D
<i>Hybride</i>						
[AWB01]	MRA, CTA, BM	3D	-	3	i, G, I	R
[HP09a]	CT, CFM	3D	MV	0	i, G, I	D
[HBO ⁺ 10]	CT, BM	2D, 3D	4, MV	1	i, G, I	D
[JA04]	MRA, CTA, BM	3D	E	3	i, G, Gr	D
[LPH ⁺ 09]	CT, PDM, BM	3D	Ken	0	i, G, Gr, L	D
[LNLR11]	CT, BM	3D	6	0	i, G, Gr, I, L	D
[OPL ⁺ 09]	CT, PDM	3D	1	0	i, G, I, L	D
[PRS ⁺ 01]	MRA, CFM	3D	MV	1	i, G, I	R
[SMDFO1]	MRA, PDM	3D	MV	1	i, G, I	R
[WHV ⁺ 04]	BM	2D	-	3	i, G, EM	R

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

Aus Tabelle 4.2 wird ersichtlich, dass sich die bildbasierten (Registrierungsbasis I) und landmarkenbasierten Ansätze (Registrierungsbasis L) die Waage halten. Weiterhin existieren in der Literatur mindestens ebenso viele hybride Ansätze, welche die beiden Verfahren miteinander kombinieren.

Für die Registrierung der Organe werden meist die Gefäße (Registrierungsbasis G) oder die Organoberflächen (Registrierungsbasis O) als Informationsträger genutzt. Dies lässt sich mit der starken Verringerung der Datenmenge und dem damit verbundenen Laufzeitvorteil begründen. Weiterhin sind dies häufig die einzig erkennbaren Merkmale im ansonsten homogenen Gewebe der Organe.

Anhand der zuvor eingeführten methodischen Einteilung werden die in Tabelle 4.2 aufgezeigten Registrierungsalgorithmen im Folgenden näher vorgestellt. Die Sortierung erfolgt chronologisch innerhalb der Methoden, um die Entwicklung der Forschung besser darzustellen.

4.1.3. Bildbasiert

Shekhar et al. registrieren in [SZ02] dreidimensionale Ultraschallbilddaten des Herzens miteinander. Hierzu verwenden sie die Bildinformation zur Berechnung der Mutual Information zwischen den Volumen. Die Optimierung erfolgt durch eine Variante des Downhill-Simplex-Algorithmus nach Nelder und Mead [NM65]. Interessant an dieser Arbeit sind die Untersuchungen zum Fangbereich, welcher bei einer Registrierung die maximal mögliche Abweichung von der Zielregistrierung angibt, innerhalb welcher der Algorithmus die Daten noch korrekt in Deckung bringen kann.

Die rigide Registrierung von CT-Volumen und zweidimensionalen Ultraschallbildern der Niere waren das Ziel der Arbeit von Leroy et al. [LMPT04]. In den Ultraschallbildern wurde zunächst das Speckle entfernt. Weiterhin wurden Bereiche mit Schallschatten ausmaskiert. Durch einen Vorverarbeitungsschritt, welcher in den CT-Volumen die Kanten hervorhebt, war es den Autoren möglich, die Ähnlichkeit der überlappenden Bilddaten anhand des Korrelationsverhältnisses zu berechnen. Die sechs Freiheitsgrade wurden jeweils separat durch den Powell Brent Algorithmus [Pow64] optimiert.

Ausgehend von den Ergebnissen ihrer Arbeit in [PBH⁺01] (siehe Landmarkenbasiert) haben Penney et al. in [PBH⁺04] ein bildbasiertes Verfahren zur Registrierung von MRT- und Ultraschallbilddaten der Leber vorgestellt. Um die Güte der Überlappung zu bestimmen, verwenden die Autoren die normalisierte Kreuzkorrelation. Diese wird anhand von Wahrscheinlichkeitsbildern bestimmt, welche die Auftrittswahrscheinlichkeit von Blutgefäßen in den Bilddaten widerspiegeln. Für die MRT- und Ultraschallbilddaten wurde anhand von Beispielbilddaten eine Funktion bestimmt, welche die Grauwerte in eine Gefäßwahrscheinlichkeit überführt. Für die Ultraschallbilder wird zusätzlich ein Merkmal berechnet, welches die Intensität von Grauwertsinken (Blutgefäße) darstellt (siehe Abbildung 4.1). Die Optimierung der rigiden Transformation erfolgt über die Powell Brent Methode [Pow64].

In einem nächsten Schritt haben Blackall et al. in [BPKH05] die Idee aus [PBH⁺04] auf die Berechnung einer deformierbaren Registrierung ausgeweitet. Hierzu erstellen die Autoren ein Modell des Atemzyklus und der Organbewegung aus mehreren MRT-Aufnahmen, die über Normalized Mutual Information und B-Splines deformierbar miteinander registriert werden. Über den Parameter der Atembewegung wird bei der Registrierung mit den Ultraschalldaten optimiert und die so ermittelte Deformation auf das präoperative Planungs-MRT angewandt.

Wein et al. haben in [WRN05] ein Verfahren zur rigiden Registrierung von CT- und Ultraschallbilddaten des Halsbereiches vorgestellt. Die grundlegende Idee ist es, die in den CT-Bilddaten enthaltene Information an das Ultraschallbild anzupassen. Hierzu werden während jeder Iteration der Registrierung für alle vorhandenen zweidimensionalen Ultraschallbilder räumlich äquivalente Schnittbilder aus dem CT-Volumen interpoliert und diese entsprechend aufbereitet. Um eine Ähnlichkeit zwischen den Bilddaten berechnen zu können, werden zunächst Kanten in diesen zweidimensionalen Schichten über den Canny Kantendetektor ermittelt. Die Ultraschallbilddaten werden

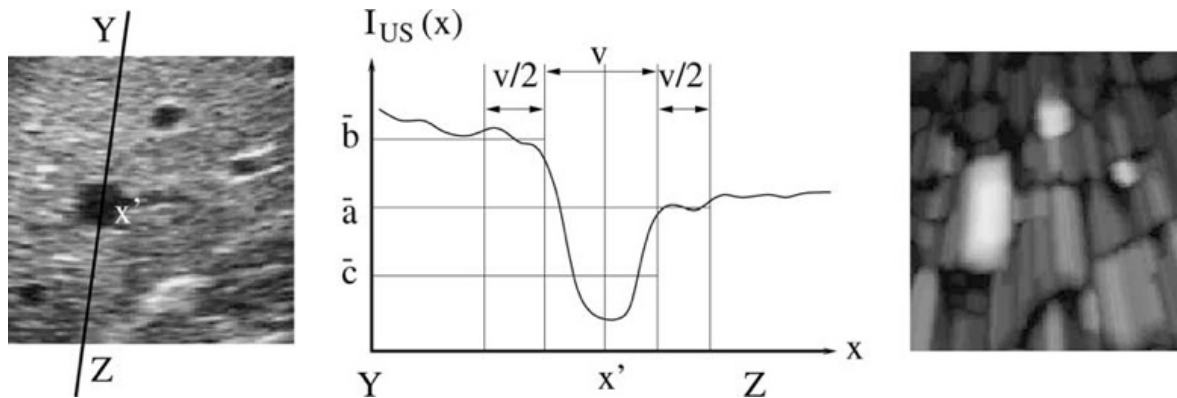


Abbildung 4.1.: Berechnung der Gefäßwahrscheinlichkeit in Ultraschallbildern. Entlang der Scanlinien der Ultraschallsonde werden die Grauwerte aufgetragen. Dunkle Gefäße sind hierbei als Senken erkennbar. Dies wird invertiert und als Gefäßwahrscheinlichkeit für die Registrierung verwendet. Quelle: [PBH⁺04]

mit einem starken Gauß-Filter geglättet, um so eine Funktion der Nähe einer Kante zu definieren. Mithilfe der Kanteninformation und des statistischen Zusammenhangs der Grauwerte über die normalisierte Mutual Information kann eine Kostenfunktion optimiert werden. Die Autoren vergleichen verschiedene Ansätze zur Optimierung, welche alle zum gewünschten Ergebnis führen.

In [WKC⁺07] und [WBK⁺08] haben Wein et al. ein Verfahren zur automatischen Registrierung von CT- und Ultraschallbildern der Leber und der Niere vorgestellt. Hierzu wurden zwei Neuerungen gegenüber [WRN05] präsentiert. Die wichtigste Neuerung ist die Simulation von Ultraschallbilddaten aus dem CT-Volumen. Diese umfasst zum einen die Berechnung von Reflexions- und Transmissionswerten des Schalls an Gewebegrenzen und zum anderen eine Abbildung der Hounsfield-Einheiten auf Ultraschallgrauwerte (siehe Abbildung 4.2). Anschließend erfolgt die Registrierung dieser simulierten Ultraschallbilder mit den intraoperativen Ultraschallbildern anhand einer eigens hierfür entwickelten Metrik, der Linearen Korrelation von Linearen Kombinationen (LC^2). Die Optimierung anhand des Ähnlichkeitsmaßes erfolgt durch das Downhill-Simplex-Verfahren nach Nelder und Mead [NM65].

Die Erweiterung des Verfahrens hin zur deformierbaren Registrierung ist Inhalt der Arbeit von Wein et al. in [WKA⁺10]. Um analytisch einen Gradienten des Ähnlichkeitsmaßes berechnen zu können, verwenden die Autoren in dieser Arbeit die Lokale Kreuzkorrelation (LCC). Die sehr aufwändige Berechnung der Deformation wurde auf der GPU implementiert.

Motiviert durch das Problem der Registrierung von präoperativem CT und einer Menge intraoperativer zweidimensionaler Ultraschallaufnahmen haben Heldmann und Papenberg in [HP09b] eine neue Methode zur deformierbaren Registrierung vorgestellt. Die Innovation des Verfahrens besteht darin, dass die Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes nur auf den zweidimensionalen Schnittbildern erfolgt und keine Werte in den Lücken zwischen den Schichten interpoliert werden. Die Ultraschallbilddaten bilden somit eine zweidimensionale Mannigfaltigkeit im dreidimensionalen Deformationsfeld. Die Autoren beschreiben eine Diskretisierung der theoretischen Überlegungen zum Ähnlichkeitsmaß, der Regularisierung und der Optimierung über das Gauß-Newton-Verfahren. Als Beweis der Korrektheit ihres Verfahrens wird beispielhaft ein Ultraschallvolumen mit mehreren zufällig gewählten Schichten, auf die zuvor eine nichtlineare Deformation angewendet wurde, registriert. Eine Registrierung von CT- und Ultraschallaufnahmen war zu diesem Zeitpunkt aufgrund des gewählten Ähnlichkeitsmaßes (Summe der quadrierten Differenzen) nicht möglich.

Auch Mercier et al. simulieren in [MFH⁺12] das Aussehen von Ultraschallbilddaten, allerdings basiert ihr Verfahren auf MRT-Aufnahmen des Gehirns. Durch eine automatische Klassifizierung der

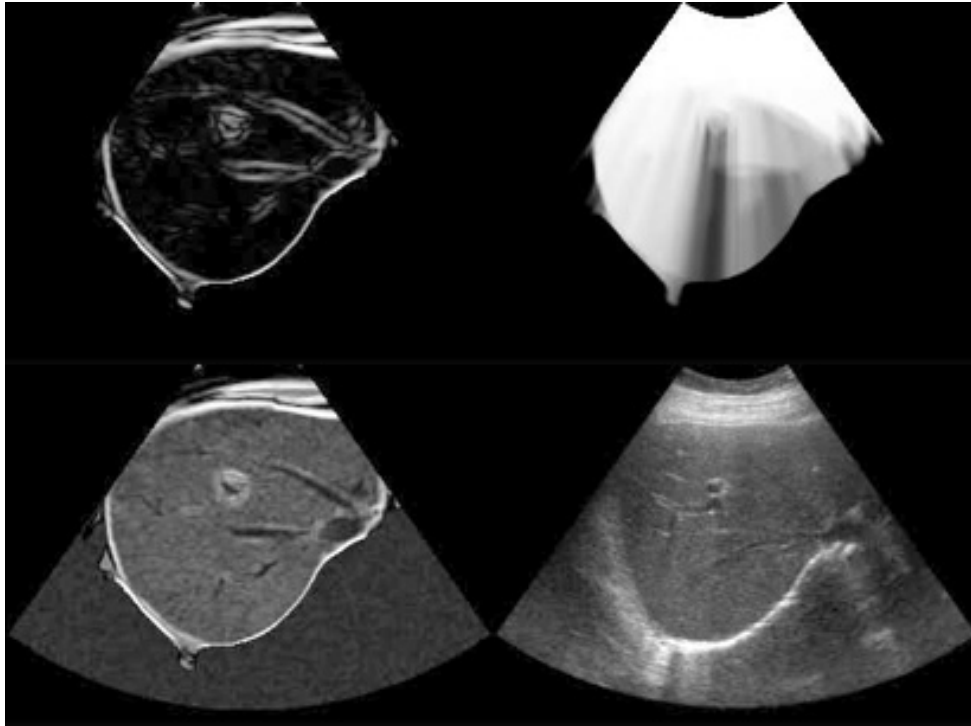


Abbildung 4.2.: Ultraschallsimulation aus kontrastverstärkten CT-Bilddaten. Von links oben nach rechts unten: Reflexionsbild, Transmissionsbild, Simulationsergebnis, original Ultraschall. Quelle: [WKC⁺07]

Gewebetypen im Gehirn und die Abbildung auf ein Standardmodell wird es möglich, das Erscheinungsbild von Ultraschalldaten zu simulieren. Über diese Bilddaten wird die Kreuzkorrelation als Ähnlichkeitsmaß berechnet und die rigide Transformation mithilfe des Downhill-Simplex-Verfahrens von Nelder und Mead [NM65] optimiert.

4.1.4. Landmarkenbasiert

Penney et al. haben in [PBH⁺01] bereits 2001 damit begonnen, MRT-Volumen und Ultraschallbilder der Leber rigide miteinander zu registrieren. In ihrer ersten Arbeit verwendeten sie den Iterative-Closest-Point-Algorithmus (ICP) nach Besl und McKay [BM92], um die Abstände von Punkten innerhalb der Gefäße und auf der Organoberfläche zu minimieren. Diese Punkte wurden in beiden Bilddaten manuell gewählt. Die Registrierung startet ausgehend von einer initialen Positionierung der getrackten Schallsonde über dem Bauchraum achsenparallel zum MRT und die Definition einer gemeinsamen Landmarke.

Voirin et al. beschreiben in [VPA⁺02] ihr Verfahren zur rigiden Registrierung von axialen und coronal rekonstruierten präoperativen MRT- und intraoperativen Ultraschallbilddaten. Ihr Registrierungsansatz basiert auf Oberflächenpunkten der Leber, welche durch eine manuelle Segmentierung des Organs aus beiden Modalitäten gewonnen werden. Anschließend erfolgt eine Registrierung unter Verwendung von dreidimensionalen Distanzkarten. Die Optimierung erfolgt in diesem Fall durch den Levenberg-Marquardt-Algorithmus. Aufgrund des fehlenden Goldstandards für eine Evaluierung der Registrierung schlugen Voirin et al. vor, die Daten über einen gesamten Zyklus ausgehend von den axialen MRT-Daten über die Ultraschalldaten bis hin zu den coronalen Ausgangsdaten zu registrieren. Hierbei ermittelten sie für einen zentral in der Leber gelegenen Punkt einen Euklidischen Fehler von ca. 6,5 mm.

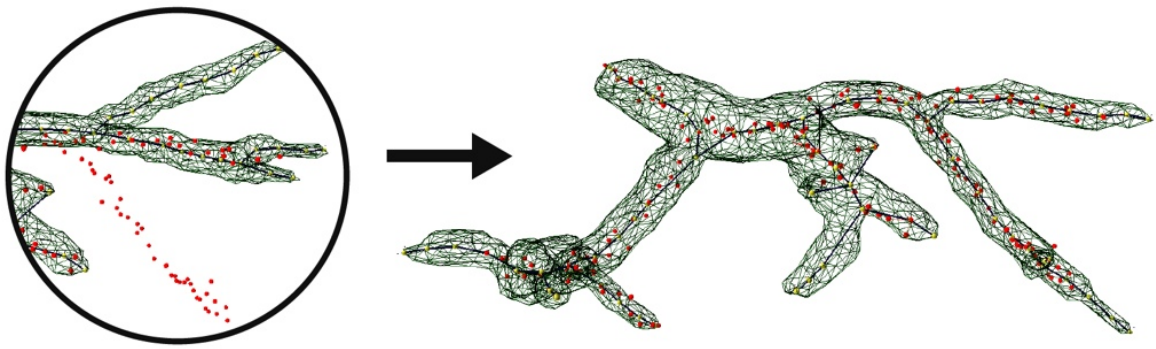


Abbildung 4.3.: Registrierung von Gefäßen basierend auf Punkten entlang der Gefäßmittellinie. Im Bild rechts unten erzeugt die Deformation eine starke Torsion der Gefäße. Quelle: [DBB08a]

Lange et al. verwenden in [LEHS03] den ICP-Algorithmus, um Gefäßmittellinien aus den Bilddaten der Leber aufeinander zu registrieren. Hierbei werden in jeder Iteration Korrespondenzen zwischen den Punkten auf der Gefäßmittellinie erstellt. Die Suche nach Korrespondenzen erfolgt im Umkreis um die Punkte auf der Gefäßmittellinie und beachtet die Gefäßrichtung. Als Korrespondenzkriterium verwenden die Autoren den Abstand der Punkte auf der Centerline. Dieser Ansatz, bei dem die nächsten Nachbarn zu Korrespondenzen erklärt werden, kann zu Problemen bei der Berechnung der Registrierung führen, da die Paarungen nicht eindeutig sein müssen. Die Transformation der Bilddaten erfolgt durch ein Deformationsfeld, welches anhand von B-Splines berechnet wird.

Für die Registrierung von MRT- und CT-Aufnahmen der Prostata mit intraoperativen Ultraschallaufnahmen verwenden Betrouni et al. in [BPC⁺04] die segmentierte Oberfläche aus zweidimensionalen Schnittbildern. Die Prostata wird dabei mithilfe eines statistischen Formmodells aus dem Ultraschall segmentiert. Die Extraktion der Organoberfläche aus dem MRT bzw. CT erfolgt durch aktive Formmodelle. Die resultierenden Oberflächenpunkte werden anschließend rigide durch den ICP-Algorithmus registriert.

Um die Deformation eines CT-Datensatzes passend zum intraoperativen Ultraschall zu berechnen, schlagen Dagon et al. in [DBB08b] und [DBB08a] vor, ein Feder-Masse-Modell mit den Landmarken aus der Gefäßsegmentierung des CTs zu initialisieren. Intraoperativ erfolgt die Aufnahme von getrackten 2D-Ultraschallbildern, in denen mithilfe von Ellipsen nach Gefäßen gesucht wird. Aus den Gefäßmittelpunkten ergeben sich 3D-Punktmengen. Über eine erweiterte Suche der nächsten Nachbarn werden dann Punktkorrespondenzen aufgebaut, deren Abstände die Deformation des Feder-Masse-Modells vorantreiben. Das Hauptproblem des Ansatzes ist die Extraktion der Gefäßmittelpunkte aus den Ultraschalldaten, da hierfür die Gefäße nicht parallel zur Ultraschallebene verlaufen dürfen. Weiterhin können je nach Menge von extrahierten Punkten durch die Korrespondenzen aus der Suche der nächsten Nachbarn Rotationsfehler in der Deformation auftreten (siehe Abbildung 4.3).

Lu et al. schlagen in [LZYC10] die Deformation von Ultraschall-B-Mode-Bilddaten der Brust und der Niere durch Modellierung einer viskosen Flüssigkeit vor. Die Stützstellen für die Deformation bilden sowohl Punktkorrespondenzen auf der Oberfläche einer Läsion, welche durch eine Live-Wire-Segmentierung aus den Bilddaten extrahiert wird, als auch SIFT-Merkmale, die in beiden Bildern automatisch detektiert werden. Die Optimierung erfolgt mithilfe der Bayes'schen Regel.

Martens et al. nutzen in [MBS⁺10] zur Registrierung zwischen CT- und Ultraschallbilddaten der Leber sowohl die Gefäßinformationen als auch die Organoberfläche. In dem beschriebenen Verfahren wird das Organ zunächst anhand von vier anatomischen Landmarken, welche mit einem

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

getrackten Zeigergerät angefahren werden, grob rigide registriert. Im Anschluss daran erfolgt eine rigide Registrierung anhand der Organoberfläche durch den ICP-Algorithmus. Den letzten Schritt bildet eine elastische Registrierung mittels Thin-Plate-Splines, repräsentiert durch die Gefäßmittelpunkte und die Oberflächenpunkte. Mit fortschreitendem Verlauf des iterativen Verfahrens wird die Verformung immer elastischer.

Auch Nam et al. schlagen in [NKL⁺10] vor, neben den extrahierten Gefäßen auch die Leberoberfläche aus den CT- und Ultraschallbilddaten zu extrahieren und diese für eine affine Registrierung als Landmarken zu nutzen. Die Korrespondenzen zwischen den Gefäßbäumen werden in Form eines Kostengraphen repräsentiert und durch die Suche nach dem minimalen Pfad ermittelt. Die Registrierung erfolgt zunächst rigide anhand der Gefäße, bevor mit dem ICP-Algorithmus und der Hinzunahme der Organoberfläche affin registriert wird.

In [NKL⁺12] erweitern die Autoren Nam et al. ihren Ansatz um einen neuen Term für die Kostenberechnung im Graphen und vergleichen die daraus resultierende initiale Registrierung mit einer manuellen Registrierung anhand von acht Korrespondenzen, welche durch Experten gewählt wurden.

4.1.5. Modellbasiert

Herline et al. schlagen in [HHS⁺99] und [HHS⁺00] einen modellbasierten Ansatz zur rigiden Registrierung von präoperativem CT und der intraoperativen Leber vor. Das Ziel der Arbeit ist es, die Registrierung des Organs auch ohne intraoperative Bildgebung wie z. B. Ultraschall durchführen zu können. Hierzu verwenden die Autoren ein getracktes Zeigergerät, mit dem die Leberoberfläche abgefahren wird. Aus den Trackinginformationen und der Kalibrierung kann eine dreidimensionale Punktwolke der Oberfläche der Leber erstellt werden. Die Organoberfläche wird aus den CT-Daten über den Marching-Cubes-Algorithmus nach Lorensen und Cline [LC87] segmentiert. Im Anschluss daran erfolgt die Registrierung des präoperativen Organmodells mit der intraoperativen Punktmenge über den Iterative-Closest-Point-Algorithmus nach Besl und McKay [BM92]. Die Autoren geben an, dass ihr Verfahren am besten funktioniert, wenn die beiden Oberflächen möglichst gut manuell vorregistriert wurden.

Einen ganz ähnlichen Ansatz wie [HHS⁺99, HHS⁺00] verfolgen auch Masutani und Kimura in [MK01a] und [MK01b]. Sie verwenden ebenso Punkte auf der Organoberfläche, um eine Registrierung mit dem präoperativ erstellten Oberflächenmodell der Leber durchzuführen. Allerdings erfolgt die Registrierung deformierbar über eine modal kontrollierte Freiform-Deformation. Hierzu wird ein Gitter von Stützpunkten um das Organmodell erstellt. Die Deformation erfolgt an diesen Stützpunkten in Form von rigider Transformation, Verbiegen und Verdrehen des Gitters (siehe Abbildung 4.4). Das Verfahren wird durch einen Gradientenabstieg iterativ, basierend auf den Abständen der Oberflächenpunkte, optimiert.

4.1.6. Hybrid

Die Idee, Gefäße im Inneren der Organe oder in den Extremitäten als Landmarken zu nutzen, wurde bereits 2001 von Porter et al. [PRS⁺01] vorgestellt. Diese Arbeit ist ein hybrider Ansatz aus landmarkenbasierter und bildbasierter Methode. Zunächst wurden aus den präoperativen MRT-Daten die Gefäße mittels Schwellwertverfahren extrahiert. Intraoperativ erfolgt dann eine Color-Flow-Ultraschallaufnahme, welche ebenso die Gefäße zeigt. Die resultierenden Volumen werden dann mithilfe der normalisierten Kreuzkorrelation rigide registriert. Dieser Prozess verläuft iterativ, was den Algorithmus unempfindlicher gegenüber der Initialisierung macht.

Einen ähnlichen Weg wie Porter et al. sind auch Slomka et al. in [SMDF01] gegangen. Für die Registrierung der Karotiden in Magnetresonanzangiographie und Ultraschall-Power-Doppler-Bilddaten

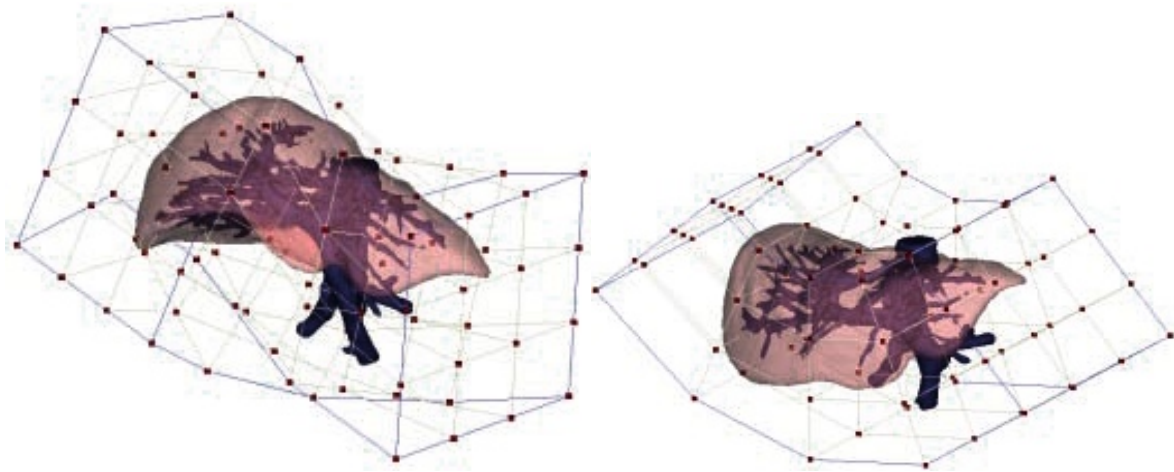


Abbildung 4.4.: Freiform-Deformation der Leber durch lokale Transformation der Stützpunkte des Gitters. Quelle: [MK01a]

verwenden Sie die Mutual Information nach Maes et al. [MCV⁺96] und Studholme et al. [SHH99]. Die Optimierung dieser Metrik erfolgt durch den Downhill-Simplex-Algorithmus nach Nelder und Mead [NM65].

Auch Aylward et al. verfolgen in [AWB01] einen hybriden Ansatz, welcher in [AJWB03] noch ausführlicher beschrieben wird. In dieser Arbeit wird davon ausgegangen, dass Gefäße als helle Strukturen in den Bilddaten repräsentiert sind. Die Gefäße müssen in einem der Datensätze segmentiert worden sein. Die Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes erfolgt anschließend als gewichtete Summe der Intensitäten in Voxelnachbarschaften um die Gefäßmittellinien. Die Optimierung erfolgt durch ein Gradientenanstiegsverfahren, wobei für die Gradientenberechnung der Verlauf der Gefäße beachtet wird. In einer späteren Arbeit von Jomier und Aylward [JA04] wird das Verfahren aus [AWB01] auf die Berechnung von Deformationen erweitert, wobei zunächst segmentweise rigide registriert und anschließend die Gefäßmittellinien mithilfe eines Elastizitätskoeffizienten an die Gefäßgradienten angepasst werden.

Windyga et al. beschreiben in [WHV⁺04] die Entwicklung eines Prototypen für die intraoperative Registrierung von Ultraschallbildern zu Bildern aus dem präoperativen Ultraschallvolumen. Die Autoren gehen davon aus, dass die Bilder intraoperativ aus einem ähnlichen Blickwinkel wie die präoperativen Bilddaten aufgenommen wurden. Die Optimierung von Rotation und Translation erfolgt anschließend anhand der Portalvene, welche aus den Bilddaten automatisch segmentiert wurde.

Das in Abschnitt Landmarkenbasiert vorgestellte Verfahren von Lange et al. [LEHS03] wurde von den Autoren in [LPH⁺09] zu einem hybriden Ansatz erweitert. Die Autoren verwenden die Landmarkeninformation aus dem Gefäßverlauf, um das Optimierungsproblem der bildbasierten Registrierung einzuschränken. Als Metrik wird das normalisierte Gradientenfeld berechnet.

Olesch et al. verbessern in [OPL⁺09] den hybriden Ansatz von Lange et al. [LPH⁺09] dahingehend, dass für die Bifurkationen der Gefäße, welche als Landmarken dienen, eine maximal zulässige Toleranz angegeben werden kann, welche dann in die Berechnung des Energieterms für die Deformation einfließt.

Heldmann und Papenberg präsentieren in [HP09a] einen hybriden Multiskalenansatz. Die Idee der Autoren ist es, die für die Registrierung verwendete Datenmenge zunächst zu reduzieren und so von der groben Struktur hin zur feineren Gesamtstruktur zu registrieren. Dabei werden wie in Abbildung 4.5 gezeigt, die binären Gefäßstrukturen morphologisch reduziert, um zunächst nur große

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

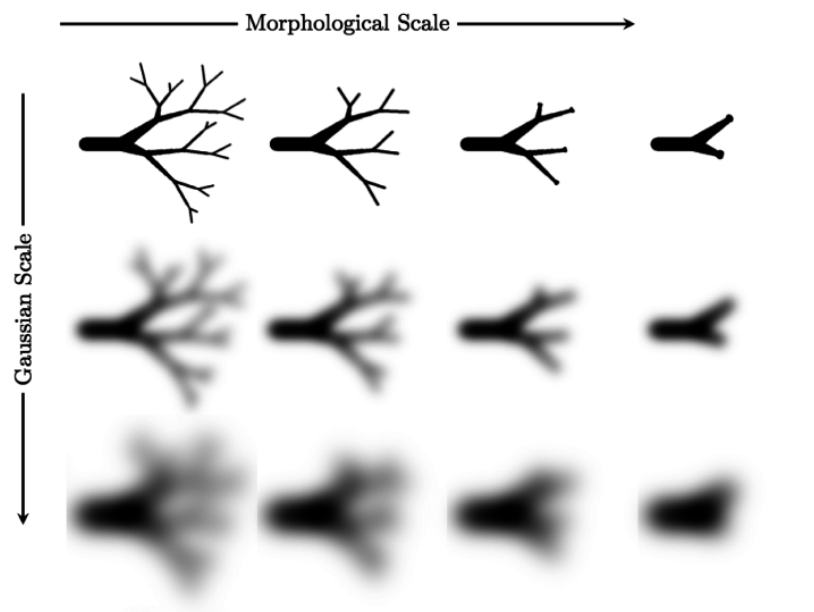


Abbildung 4.5.: Morphologischer und Gauß'scher Multiskalenansatz von Heldmann und Papenberg.
Quelle: [HP09a]

Gefäße zu betrachten. Weiterhin wird eine Gauß-gefilterte Bildpyramide aufgebaut, um eine zusätzliche Dimension im Multiskalenraum zu erzeugen. Die Registrierung startet anschließend ausgehend von einer manuellen Grobregistrierung und die Transformation einer Stufe im Multiskalenraum ist die Starttransformation für die nächste feinere Stufe.

In [HBO⁺10] präsentieren Heldmann et al. eine hybride Methode zur Registrierung von CT-Volumen und zweidimensionalen Ultraschallbildern der Leber. Grundsätzlich basiert der Ansatz auf der in [HP09b] vorgeschlagenen Methode (siehe Bildbasiert). Um die Registrierung zwischen CT- und Ultraschalldaten zu ermöglichen, werden zunächst aus beiden Bilddaten die Gefäße segmentiert. Basierend auf den resultierenden Binärbildern kann dann, mithilfe der Summe der quadrierten Differenzen (Sum of squared Differences, SSD), ein Ähnlichkeitsmaß berechnet werden.

Ebenso wie in [NKLR10, NKL⁺12] beschrieben (siehe Landmarkenbasiert), verwendet die gleiche Gruppe auch in dem Paper von Lee et al. [LNLR11] sowohl die Gefäße als auch die Leberoberfläche zur Registrierung. Es werden Grauwert- und Gradientenmodelle beschrieben, welche die Eigenschaften von Gefäßen, der Leberoberfläche und der Gallenblase in CT- und Ultraschalldaten in Beziehung zueinander setzen. Nach einer rigiden Vorregistrierung, basierend auf den Gefäßmittellinien (vergleiche [NKLR10]), erfolgt die Berechnung der Deformation anhand der Kanten- und Intensitätsinformationen aus den Bildern. Die Autoren berechnen die Entropie und die Mutual Information der beiden Datensätze aus gemeinsamen dreidimensionalen Histogrammen über die Intensitäten und die Kantenorientierungen. In gleicher Weise erfolgt auch die Registrierung anhand der Organoberflächen von Leber und Gallenblase. Diese beiden Schritte werden nacheinander ausgeführt und im Anschluss daran Thin-Plate-Spline-Modelle an den Gefäßmittellinien und der Organoberfläche berechnet. Die beiden Modelle werden zu einer finalen Transformation kombiniert.

4.1.7. Fazit

Aus den Tabellen 4.1 und 4.2 wird ersichtlich, dass bereits eine Vielzahl an Registrierungsalgorithmen in der Literatur beschrieben wurden, welche die klinischen Anforderungen aus Abschnitt 4.1.2 erfüllen. Sowohl für die rigide Registrierung anhand der Bilddaten, welche im Falle der onko-

logischen Nierenchirurgie eingesetzt werden könnte, als auch für die deformierbare Registrierung über Landmarken im Falle der Leberchirurgie existieren schnelle und automatische Ansätze, welche Daten unterschiedlicher Modalitäten verarbeiten können. Allerdings weisen auch diese Verfahren Schwachstellen auf. Insbesondere die perkutane Aufnahme der Leber ist hier zu beachten, da intrakostal nur wenige Gefäße abgebildet werden können, was für einige Arbeiten ein Problem darstellt. Auch die Frage, ob die Art und Weise, wie die Deformation der Gefäße auf das umliegende Gewebe übertragen wird, die reale Situation korrekt abbildet, muss in quantitativen Analysen an Patientendaten überprüft werden.

Der von Aylward et al. [AWB01] präsentierte hybride Ansatz ist zwar für die von ihnen genannten Anwendungsszenarien geeignet, allerdings kann das Verfahren nicht für die Anwendungsszenarien in dieser Arbeit genutzt werden, da das Verfahren gefäßbasiert ist. Hieraus resultiert, dass es nur für die Registrierung der Leberdaten verwendet werden könnte. Des weiteren setzt das Verfahren voraus, dass keine Deformation der Gefäße existiert, woraus Schwierigkeiten in der Registrierung prä- und intraoperativer Leberaufnahmen resultieren können.

Das von Wein et al. [WRN05] präsentierte Verfahren basiert auf der Simulation von Bildern aus dem CT, welche eine hohe Ähnlichkeit zum Ultraschall aufweisen. Dies funktioniert sehr gut, wenn die Ultraschallbilder viele anatomische Strukturen aufweisen, welche sich über ihre akustische Impedanz unterscheiden und so viele starke Kanten formen. Für das in dieser Arbeit verfolgte Anwendungsszenario der Nephrektomie ist das Verfahren jedoch eher ungeeignet, da in den Bilddaten nur ein sehr geringer Anteil der Niere sichtbar ist und die Strukturen sich in den B-Mode-Daten nicht deutlich voneinander unterscheiden. Weiterhin setzt das Verfahren die Rigidität der Bilddaten voraus, so dass es für die Registrierung der deformierten Ultraschalldatensätze der Leber nicht geeignet ist, obwohl hier die Anatomie über deutliche Kanten erkennbar ist.

Das von Mercier et al. [MFH⁺12] präsentierte Verfahren beruht ebenfalls auf der Simulation von Ultraschalldaten, allerdings ist hierfür eine Abbildung der patientenspezifischen Hirnanatomie auf ein Standard-Hirn notwendig. Dies ist ein häufig ausgeführter und in der Literatur sehr gut untersuchter Schritt in der Analyse von Aufnahmen des Hirns. Aus der durchgeführten Literaturanalyse lässt sich jedoch schließen, dass eine solche Abbildung derzeit jedoch weder für die Niere noch für die Leber existiert.

Das von Masutani und Kimura [MK01a, MK01b] vorgeschlagene Verfahren für die Deformation der Leber beruht einzig auf der Analyse der Formveränderung der Leberoberfläche. Hierbei wird ein Großteil der anatomischen Information innerhalb der Leber nicht beachtet. Weiterhin ist die Deformation nur als lineare Interpolation lokal rigider Transformationen definiert. Die Prozesse der Leberdeformation sind allerdings bei weitem komplexer, so dass die Annahme der Autoren unzureichend ist.

Das von Dagon et al. [DBB08b, DBB08a] vorgestellte Verfahren fokussiert sich auf die Deformation der Gefäßstrukturen. Es werden hierbei keine Angaben darüber gemacht, ob und wie diese Deformation auf die Volumendaten ausgedehnt werden soll. Das Verfahren wurde bisher nicht quantitativ evaluiert.

Das Verfahren von Martens et al. [MBS⁺10] hat nach Aussage der Autoren die Schwachstelle in der ICP-basierten Registrierung der Blutgefäße. Nur wenn eine große Anzahl an Gefäßen sichtbar ist und diese auch weit über das aufgenommene Volumen verteilt sind, funktioniert der Algorithmus stabil. In vielen Fällen führte die deformierbare Registrierung jedoch sogar zu einer Verschlechterung des Ergebnisses.

Die eigenen Ansätze für die Registrierung der beiden Zielorgane werden in den Abschnitten 4.2.1 und 4.2.2 näher beschrieben.

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

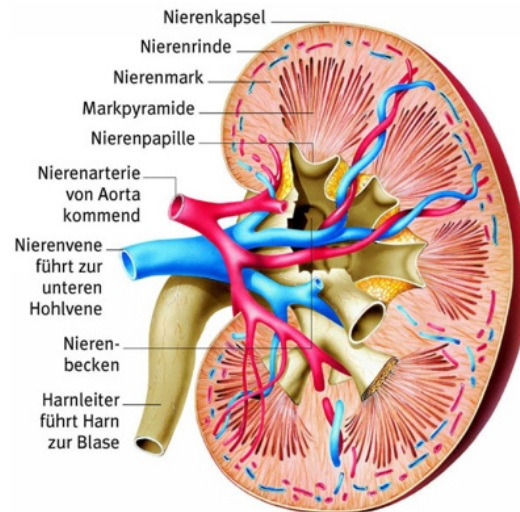


Abbildung 4.6.: Anatomischer Aufbau der Niere. Quelle: <http://www.jameda.de/gesundheitslexikon/niere/>

4.2. Entwickelte Registrierungsmethoden

Aufgrund der unterschiedlichen Anatomie und Gewebeeigenschaften von Niere und Leber wurden zwei grundsätzlich verschiedene Verfahren der Registrierung entwickelt. Dies ist zum einen die bildbasierte Registrierung, welche im Falle der Registrierung an der Niere eingesetzt wird (siehe Abschnitt 4.2.1). Hierbei wird der Einsatz der Ultraschall-Elastographiebildgebung vorgeschlagen. Im Gegensatz dazu wurde für die Registrierung der Leberdaten ein landmarkenbasierter Ansatz umgesetzt, da das Organ von sehr vielen Blutgefäßen durchzogen ist und die damit vorhandene Lageinformation eine deformierbare Registrierung erlaubt (siehe Abschnitt 4.2.2). Um die Gefäße für eine Registrierung nutzen zu können, müssen diese allerdings zunächst aus den Bilddaten segmentiert werden. Hierfür wurde die in Abschnitt 3.2 vorgestellte Methode zur Segmentierung von Blutgefäßen aus Ultraschall-B-Mode- und Power-Doppler-Daten verwendet.

4.2.1. Bildbasierte Registrierung der Niere

Partielle Nephrektomien werden aufgrund der Vorteile für den Patienten (siehe Abschnitt 1.1) heutzutage meist laparoskopisch durchgeführt.

Während einer laparoskopischen, partiellen Nephrektomie ist der Ultraschall neben dem laparoskopischen Video die einzige intraoperative Bildgebung. Mithilfe der Schallbildgebung sucht der Chirurg nach Blutgefäßen, welche die Niere versorgen und nach dem Harnleiter. Diese kritischen Strukturen müssen während der Operation freigelegt werden, um ein versehentliches Verletzen zu vermeiden. Da sich die Blutgefäße der Niere sehr fein aufteilen und das gesamte Organ durchziehen (siehe Abbildung 4.6), wird die Nierenarterie während der Operation abgeklemmt, um starke Blutungen bei der Resektion des Tumors zu verhindern. Auch die Lokalisation des Tumors erfolgt mithilfe der Ultraschallbildgebung. Je nach Tumortlage und -größe können die Tumore zwar auch die Nierenoberfläche deformieren und so von außen im Videobild sichtbar sein, den Chirurgen interessiert aber dennoch die Tumorausdehnung im Inneren des Organs, da eine Infiltration des Nierenbeckens meist eine Teilresektion ausschließt und eine vollständige Nephrektomie zur Folge hat (vgl. hierzu auch die Arbeit von Venkatesh et al. [VWA⁺06]).

Ist der Tumor allerdings resezierbar, so ist es für den Chirurgen ausgesprochen hilfreich, die Tu-

morlage während der Operation visualisiert zu bekommen. Hierfür müssen die präoperativen Planungsdaten auf die intraoperative Patientenanatomie transformiert werden. Dies wird mithilfe einer Registrierung der präoperativen CT-Bilddaten und dem intraoperativen Ultraschall erreicht.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Navigationssystem entwickelt (siehe Abschnitt 6.2), welches ein elektromagnetisches Trackingsystem verwendet (vgl. Abschnitt 6.2.1.3 und Abschnitt F.1 im Appendix). Mit diesem ist es möglich, die Lage der während der Untersuchung der Niere aufgenommenen Ultraschallbilder zu erfassen. Basierend auf diesen Informationen wurde vom Kooperationspartner, dem MUSiC Research Laboratory der Johns Hopkins University in Baltimore, MD, USA (JHU) ein System entwickelt, mit dem die Bilddaten in Echtzeit zu Volumen zusammengefügt werden [SKS⁺10] (siehe Abbildung 4.7). Die resultierenden Volumendaten bilden die intraoperative Lage der Niere und ihrer inneren Strukturen ab, welche für die Registrierung mit den CT-Bilddaten verwendet werden sollen.

Um die Ultraschallsonde durch die Trokare in das Innere des Patienten einführen zu können, ist eine kleine Bauform notwendig. Dies wird über die Verwendung von kurzen, linearen Arrays erreicht, welche jedoch nur ein eingeschränktes Blickfeld bieten. Dies kann auch durch die Verwendung des Trackingsystems und die Aufnahme von Volumenbilddaten nur bedingt ausgeglichen werden, da mit der laparoskopischen Sonde aufgrund der eingeschränkten Mobilität nicht die gesamte Organoberfläche erreicht werden kann, ohne die Niere zu bewegen und damit ihre relative Lage zum Trackingsystem zu verändern. Somit ist nur ein kleiner Teil des Organs mit dem Ultraschall abbildbar.

Die im Ultraschall abgebildeten Strukturen der Niere umfassen die Organoberfläche, welche aufgrund der Festigkeit des Gewebes zwar während der Operation kaum deformiert wird, von der ein Ausschnitt allerdings wegen der Grundform und Symmetrie des Organs kaum Information über die Position am Organ enthält. Ebenfalls sichtbar sind im Inneren der Niere die Übergänge zwischen der Nierenrinde und den Nierenpyramiden. Allerdings enthalten auch diese, aufgrund ihrer Form und der Wiederholung im Organ, kaum Positionsinformationen, wenn nur ein Teil des Organs sichtbar ist. Je nach Positionierung des Schallkopfes auf dem Organ ist auch das Nierenbecken als helle Struktur im Ultraschallbild erkennbar. Alle zuvor genannten Strukturen sind flächig, häufig symmetrisch und eignen sich daher nur bedingt für die Definition von anatomischen Landmarken. Aus diesem Grund wurde für die Registrierung der CT- und Ultraschalldaten ein bildbasierter Ansatz gewählt. Dieser soll es ermöglichen, die gesamte, in den Ultraschalldaten vorhandene, Information für die Registrierung zu nutzen.

Wie aus dem Studium der Literatur (siehe Abschnitt 4.1.2) ersichtlich wird, existiert eine Vielzahl an Registrierungsverfahren für medizinische Bilddaten. In den folgenden Abschnitten wird ein neuer Ansatz vorgestellt, welcher auf die besonderen Gegebenheiten in der Bildgebung während einer partiellen Nephrektomie eingeht.

4.2.1.1. Registrierbarkeit von Elastographie und CT

Eine sehr wichtige Eigenschaft, wenn es um die Tumordetektion geht, ist die Festigkeit des Gewebes. In der offenen Chirurgie werden Tumore meist getastet, da sie bis zu 30 Mal fester sind als das umgebende gesunde Gewebe [MTY⁺07]. Doch nicht nur die Tumore unterscheiden sich in ihrer Festigkeit. Auch die internen Strukturen der Niere besitzen unterschiedliche Eigenschaften. So ist die Nierenrinde wesentlich fester als die Nierenpyramiden, welche wiederum fester sind als das Nierenbecken.

Die Ultraschall-Elastographiebildgebung, welche von Ophir et al. [OCP⁺91] vorgestellt wurde, versucht diese Gewebeeigenschaften aus den Ultraschalldaten zu bestimmen. Durch wiederholte Kompression und Dekompression eines Gewebes mit dem Schallkopf ist es möglich, aus den Schallunterschieden die im Gewebe wirkenden Kräfte und damit die Festigkeit des Gewebes messbar zu

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

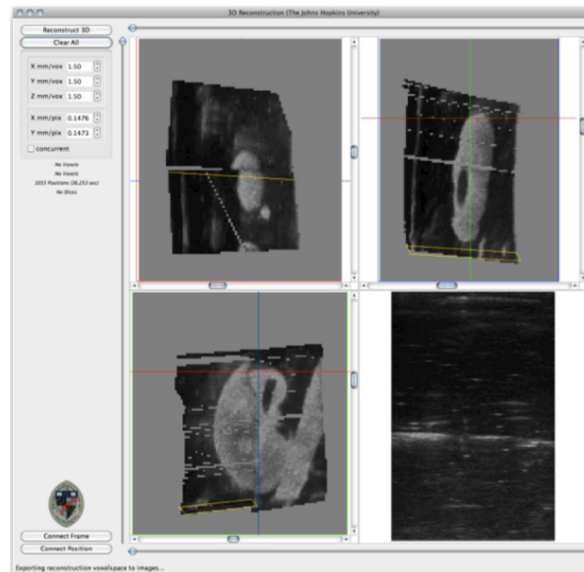


Abbildung 4.7.: Volumenrekonstruktion von Ultraschall-B-Mode- und Elastographiebilddaten entwickelt an der Johns Hopkins University. Quelle: [SKS⁺10]

machen [LSA03]. Somit sind die Festigkeitsunterschiede der Gewebe in den Elastographiedaten deutlich erkennbar. Hierzu ist nur eine sehr leichte Komprimierung des Gewebes im Bereich von 1 - 3 mm nötig. Dies ist eine notwendige Eigenschaft, da bei starker Kompression das Organ deformiert werden würde und dies durch eine rigide Registrierung nicht ausreichend kompensiert werden könnte.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Ansatz für die bildbasierte Registrierung entwickelt, der die Darstellung der Gewebefestigkeit für die Registrierung ausnutzt. Hierbei wurde untersucht, inwieweit die Robustheit der bildbasierten Registrierung von Ultraschalldaten durch die Verwendung der Elastographiebildgebung im Vergleich zur B-Mode-Bildgebung verbessert werden kann. Durch die Verwendung der Ultraschall-Elastographiebildgebung wurde eine Anpassung der mit dem Ultraschall abgebildeten Eigenschaften an das CT erreicht [KSW⁺09] (siehe auch Abbildung 4.8c und Abbildung 4.8d). Die grundlegende Annahme dabei ist, dass die in den Elastographievolumen abgebildete Festigkeit mit der Schwächung der Röntgenstrahlung im CT korreliert und somit mehr Information für die Registrierung zur Verfügung steht als beim Vergleich der B-Mode- und CT-Daten.

Ein großes Problem in der Elastographiebildgebung ist die Qualität der Aufnahmen. Vor allem, wenn die Elastographie manuell durchgeführt wird, ist es sehr schwierig, gleichbleibend gute Bilder aufzunehmen. An der JHU wurden mehrere Verbesserungen an der Elastographieverarbeitung vorgenommen, um die Akquisition von Volumendaten zu ermöglichen. Zunächst musste die Verarbeitung der Ultraschall-Radio-Frequency-Daten (RF-Daten) parallelisiert werden. Hierfür wurde die Berechnung mithilfe des Dynamic Programming Paradigmas ausgeführt und dieses auf die Grafikkarte portiert [DRB09]. Hierdurch wurden Bildraten von 30 Bilder/Sekunde möglich, was eine Echtzeit-Aufnahme und -Weiterverarbeitung erlaubt. Anhand der berechneten Elastographiewerte in den Bildern lässt sich weiterhin eine Qualitätsmetrik ausrechnen, welche es ermöglicht, Bilder schlechter Qualität zu detektieren und diese nicht für eine Volumenrekonstruktion zu verwenden [SKS⁺10]. Durch die Auswertung der Trackinginformation ist es weiterhin möglich, die Auswahl der Bilder auf ähnliche axiale Auslenkungen zu beschränken. Dies gewährt eine hohe Qualität, da somit relativ der gleiche Druck auf das Gewebe ausgeführt wird und daher auch die Elastographieberechnungen zu ähnlichen Ergebnissen führen [SKS⁺10].

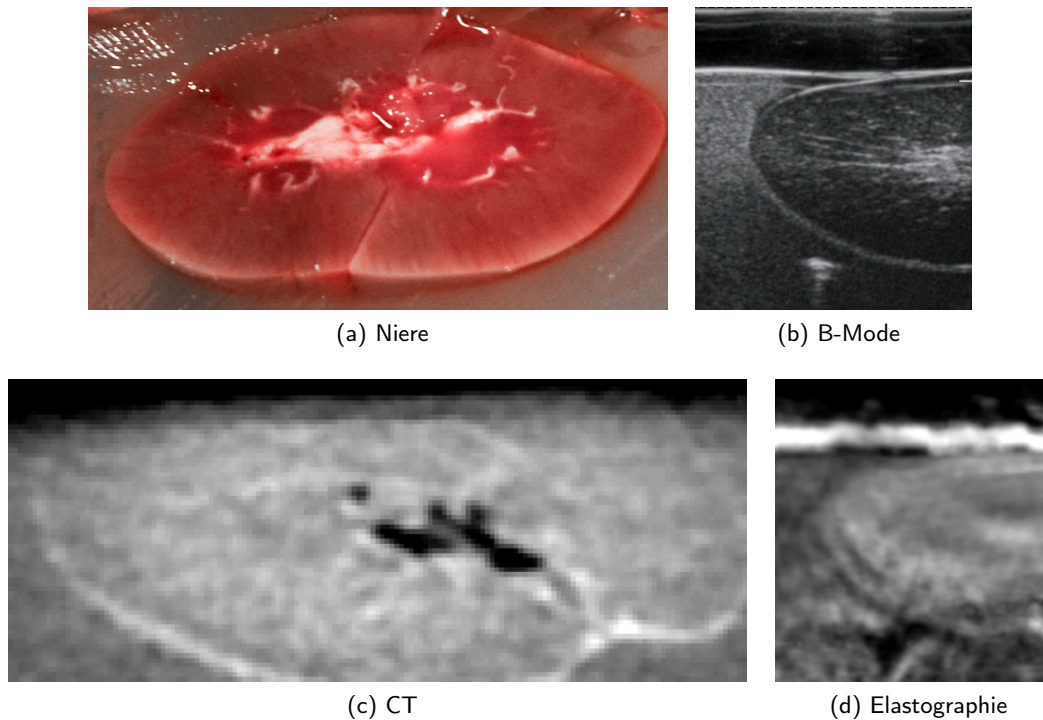


Abbildung 4.8.: Darstellung der Gewebestrukturen einer Niere im Querschnitt in der B-Mode-, Elastographie- und CT-Bildgebung.

4.2.1.2. Metrik

Um die Bilddaten der beiden Modalitäten zu registrieren, muss ein Ähnlichkeitsmaß zwischen der dargestellten Anatomie berechnet werden. Dieses wird auch als Metrik bezeichnet. Hierbei wird angenommen, dass bei einer guten Überlappung der Anatomie das Ähnlichkeitsmaß ein globales Minimum aufweist.

Die Berechnung der Metrik S erfolgt unter Beachtung der Registrierungsparameter μ , welche die drei Rotationswinkel α_1, α_2 und α_3 sowie die drei Translationen der rigiden Registrierung

$$T_{Reg} = R + t$$

$$= \left(\begin{array}{ccc|c} & & & t_1 \\ & R & & t_2 \\ & & & t_3 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right) \quad (4.1)$$

repräsentieren. Hierbei ist t ein Verschiebungsvektor und R eine 3×3 Rotationsmatrix.

Somit wird für jedes Voxel aus dem Ultraschallbild über die Transformation das korrespondierende Voxel im CT bestimmt. Die resultierenden Voxelwertpaare werden dann zur Metrik verrechnet.

Für die Bestimmung der Ähnlichkeit hat sich in der multimodalen Registrierung die Mutual Information (MI) nach Mattes et al. [MHV⁺01] weitestgehend durchgesetzt. Einfachere Metriken, welche die Grauwerte in den Bildern in einen direkten Bezug zueinander stellen, z. B. indem die quadrierten Differenzen berechnet werden, scheitern meist an der unterschiedlichen Darstellung der Gewebe in multimodalen Bilddaten.

Die Grundlage für die Mutual Information legte Claude Shannon, als er den Begriff der Entropie in die Informationstheorie einführte. Mithilfe der Entropie lässt sich der mittlere Informationsge-

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

halt eines Bildes beschreiben. Sie ist als Erwartungswert des Informationsgehaltes eines einzelnen Voxelwertes definiert. Die Mutual Information (MI), im Deutschen auch als Transinformation bezeichnet, erweitert dieses Konzept auf zwei Informationsquellen und lässt damit Rückschlüsse über die verbleibende Unsicherheit der Grauwerte eines Bildes zu, falls das andere Bild bekannt ist. Sie wird maximal, wenn sich die Grauwerte des einen Bildes vollständig aus denen des anderen Bildes bestimmen lassen.

Die Mattes-Mutual-Information ergibt sich aus

$$S(\mu) = - \sum_{\iota=L_{CT}} \sum_{\kappa=L_{US}} \rho(\iota, \kappa; \mu) \log \frac{\rho(\iota, \kappa; \mu)}{\rho_{CT}(\iota; \mu) \rho_{US}(\kappa)}, \quad (4.2)$$

wobei L_{CT} und L_{US} die Mengen der Intensitäten in den jeweiligen Bilddaten sind. Über diese werden die gemeinsame diskrete Wahrscheinlichkeitsverteilung beider Bilder ρ und die Marginalverteilungen der beiden Modalitäten ρ_{CT} und ρ_{US} bestimmt. Die diskreten Wahrscheinlichkeitsverteilungen lassen sich aus den zu registrierenden Bilddaten über ein- und zweidimensionale Histogramme der Voxelwerte annähern.

Um die Berechnung der Wahrscheinlichkeitsverteilungen zu beschleunigen wird häufig eine zufällig verteilte Menge an Voxeln aus dem Ultraschallvolumen gewählt und die dazugehörigen Voxel im CT über die Transformation bestimmt. Da nach der Transformation die korrespondierenden Voxelwerte auch für Positionen zwischen den eigentlichen CT-Voxeln bestimmt werden müssen, werden die Voxelwerte trilinear interpoliert.

4.2.1.3. Optimierung

Da die Ultraschall- und CT-Koordinatensysteme prinzipiell nicht übereinander liegen, muss zunächst ein räumlicher Bezug zwischen den Bilddaten hergestellt werden. Diese initiale Registrierung der Ultraschall- und CT-Bilddaten wurde manuell über die Auswahl von drei Landmarken auf der Nierenoberfläche durchgeführt. Da nur ein kleiner Teil der Niere im Ultraschallvolumen abgebildet wird, die Oberfläche sehr homogen ist und das Organ seine Form nur langsam ändert, ist diese Art der Registrierung recht ungenau. Sie stellt aber einen wichtigen Schritt der Registrierung dar, da die eigentliche rigide Registrierung über ein Optimierungsverfahren erfolgt, welches versucht, die Transformationsparameter μ ausgehend von dieser initialen Registrierung zu verbessern.

Hierzu wertet der Optimierer das Ähnlichkeitsmaß $S(\mu)$ für die sechs Transformationsparameter μ aus, während der Parameterraum $M \subset \mathbb{R}^6$ durchsucht wird. Die Metrikwerte beschreiben eine Hyperebene im Raum der Transformationsparameter. Im besten Fall wäre dies eine glatte Funktion mit einem weiten Tal und einem globalen Optimum. Dieses könnte mit einem Gradientenabstiegsverfahren gefunden werden. Leider ist der Metrikraum jedoch sowohl bei den B-Mode- als auch bei den Elastographiebilddaten sehr uneben und weist lokale Minima auf. Das globale Optimum befindet sich zudem in einem relativ schmalen Tal (vergleiche Abbildung 4.39 auf Seite 110). Das Gradientenabstiegsverfahren müsste demnach sehr nah am Optimum initialisiert werden, und weiterhin wäre es notwendig, die Schrittweiten sehr schnell zu verkleinern.

Ein heuristisches Optimierungsverfahren, wie z. B. die simulierte Abkühlung oder auch stochastische Verfahren wie evolutionäre Algorithmen sind unter den gegebenen Umständen erfolgversprechender, aber auch zeitaufwändig. Aus diesem Grund wurde für die Optimierung der Transformationsparameter das stochastische Downhill-Simplex-Verfahren nach Nelder und Mead gewählt [NM65].

Der Simplex besitzt immer $n + 1$ Eckpunkte, wobei n die Anzahl der Dimensionen des Suchraumes bezeichnet. Somit ergibt sich für die Optimierung der rigiden Registrierung ein Simplex mit

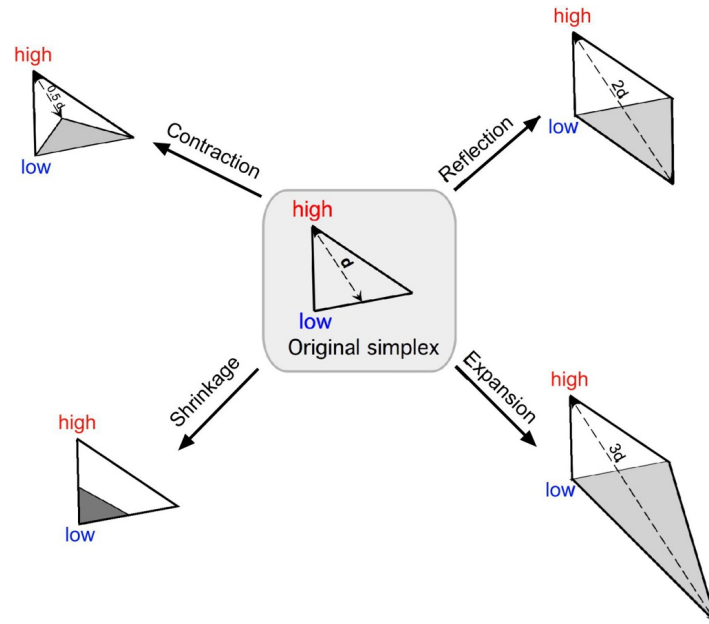


Abbildung 4.9.: Mögliche Operationen auf dem Simplex bei der Suche nach dem Optimum im Metrikraum. Das Optimum ist in diesem Fall ein Minimum. Somit ist der Punkt, welcher mit „high“ bezeichnet wird der schlechteste und soll modifiziert werden. Der mit „low“ bezeichnete Punkt ist der derzeit beste Eckpunkt des Simplex. Quelle: [EL10]

sieben Eckpunkten. Um das globale Optimum zu finden werden die Eckpunkte des Simplex über dem Metrikraum evaluiert. Der Punkt mit dem jeweils schlechtesten Metrikwert kann durch die drei Operationen Reflexion, Expansion und Kontraktion modifiziert werden (siehe Abbildung 4.9). Sollten diese drei Operationen nicht zu einer Verbesserung des Metrikwertes an den Eckpunkten führen, so schrumpft der Simplex um die Hälfte der Länge der Kanten, welche vom besten Punkt ausgehen.

Da auch dieser Optimierer, wie alle globalen Optimierungsalgorithmen, Gefahr läuft in einem lokalen Optimum zu terminieren, ist es notwendig, die Parametrisierung an das jeweiligen Registrierungsproblem anzupassen. Im Falle des Downhill Simplex sind dies die initiale Größe $\delta_{Simplex}$ des Simplex um seine Platzierung im Parametersuchraum und die Konvergenzkriterien für die jeweiligen Transformationsparameter. Weiterhin wird noch eine maximale Anzahl von Iterationen festgelegt, nach der der Algorithmus spätestens terminiert, falls die Konvergenzkriterien nicht erfüllt werden können.

4.2.2. Gefäßbasierte Registrierung der Leber

In der perkutanen Ablation von Lebertumoren, welche ein Teil der interventionellen Radiologie ist, gewinnt die intraoperative Ultraschallnavigation immer mehr an Bedeutung. Durch eine Registrierung wird die gemeinsame Darstellung beider Bilddaten, die sogenannte Bildfusion möglich. Weiterhin kann nach erfolgter Registrierung auch die Zielführung der Nadel zu definierten Zielstrukturen erfolgen. Eine ausführliche Einführung in das Thema geben Wood et al. in [WKAJ⁺10]. Hierbei wird unter anderem auf das Tracking der verwendeten Werkzeuge und die intraoperative Registrierung eingegangen.

In [SGBS10] berichten Sakas et al. von einer klinischen Studie aus dem Jahr 2006, in der ein Ultraschallnavigationssystem für die perkutane Ablation von Lebertumoren am Patienten evaluiert

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

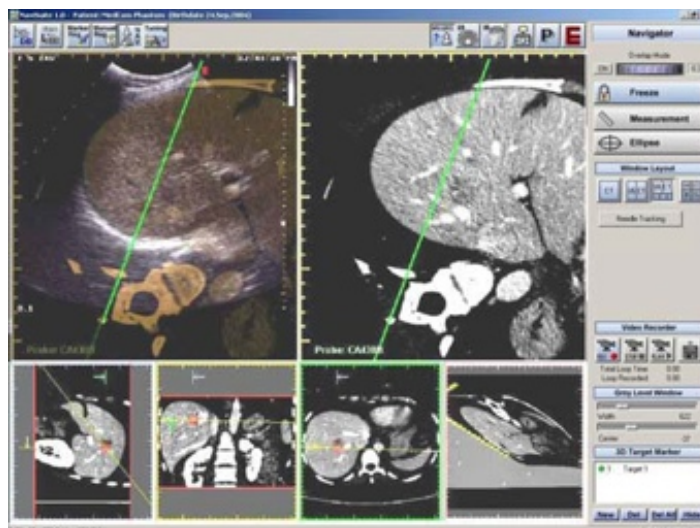


Abbildung 4.10.: Bildfusion von präoperativen CT- und intraoperativ aufgenommenen Ultraschall-daten nach erfolgreicher Registrierung. Die grüne Linie zeigt die Trajektorie der Ablationsnadel und kann durch das Tracking von Schallkopf und Nadel im Bild visualisiert werden. Quelle: [SGBS10]

wurde. Die darin genannten Fallzahlen wurden in einer Präsentation auf dem Treffen der Radiological Society of North America (RSNA) im Jahr 2007 noch erweitert [Sol07] und finden sich auch auf der Webseite des Ultraschallgeräteherstellers¹. So wurden bis dato bereits 225 Patienten mit insgesamt 426 Läsionen mit Unterstützung des Systems behandelt. Davon waren 137 Patienten oder 283 Tumore primäre Hepatozelluläre Karzinome in zirrhotischen Lebern. Die mittlere Größe der Tumore lag bei 2,3 cm. Die Vorteile der Navigation liegen hauptsächlich in der Überwindung der schlechten Sichtbarkeit der Zielstruktur im intraoperativen Ultraschallbild. So waren 43,7 % der Tumore aufgrund ihrer Abbildungseigenschaften kaum im Ultraschallbild erkennbar. Weitere 25,1 % wurden durch Artefakte oder vorherige Ablationen verdeckt. In 10,1 % der Fälle wurde die Aufnahme von Bilddaten der Tumorregion durch die Anatomie des Patienten erschwert. In allen diesen Fällen ist eine Kombination mit der präoperativen Bildgebung, wie in Abbildung 4.10 dargestellt, hilfreich, da der Tumor in dieser besser sichtbar ist und häufig genau vom umgebenden Gewebe abgegrenzt werden kann.

Die Registrierung der präoperativen CT-Bilddaten und der Ultraschallvolumen spielt demnach die wichtigste Rolle für den erfolgreichen Einsatz im Operationssaal. In der klinischen Routine erfolgt die Registrierung derzeit meist manuell, wobei nach einer initialen Registrierung (siehe Abschnitt 4.2.2.2) eine rigide Registrierung durch Translation und Rotation der Bilddaten erfolgt. Die Transformation und die Qualität der Registrierung werden anhand der Überlagerung der Bilddaten und der darin abgebildeten Anatomie bestimmt [WKAJ⁺10, SGBS10]. Je nach Fortschreiten der Lebererkrankung kann die manuelle Registrierung sehr schwierig und zeitaufwändig sein. Sakas et al. geben in [SGBS10] eine Dauer von 3 - 5 Minuten an. Dieser Wert stellt allerdings eher das Optimum dar, welches erreicht werden kann, wenn die Gefäße sehr gut sichtbar sind und kaum Gewebeveränderungen auftreten, welche die Bildgebung erschweren. Im Rahmen der Arbeit wurde mehreren Operationen beigewohnt, wobei in keiner dieser Operationen die manuelle Registrierung in weniger als 15 Minuten abgeschlossen war und teilweise sogar nach 45 Minuten keine zufriedenstellende Registrierung erreicht werden konnte.

Für die Studie aus dem Jahr 2007 wurde eine manuelle Registrierungsgenauigkeit von 3,9 mm bis

¹<http://www.esaote.com/media/docs/virtualConclusions.pdf>

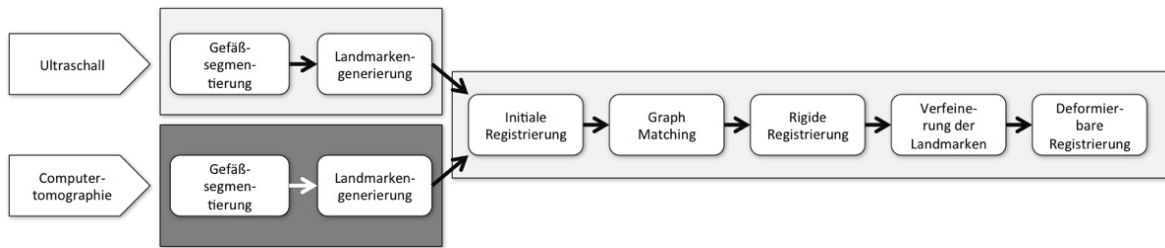


Abbildung 4.11.: Ablauf der notwendigen Verarbeitungsschritte für die intraoperative gefäßbasierte Registrierung. Die dunkel hinterlegten Schritte werden präoperativ ausgeführt. Die hell unterlegten Arbeitsschritte werden während der Operation durchgeführt. Die einzelnen Schritte werden in den Abschnitten 4.2.2.1 bis 4.2.2.6 erklärt.

8,1 mm erreicht, wobei das Mittel bei 5,7 mm lag. Von den 426 Läsionen wurde präzise zu 403 Läsionen navigiert und diese vollständig ablatiert. Dies entspricht einer Erfolgsquote von 94,6 %. In 2,4 % der Fälle schlug die Navigation fehl. In den verbleibenden Fällen war das Ergebnis der Navigation schlecht und der Tumor konnte nur unvollständig behandelt werden [Sol07].

Im Rahmen dieser Arbeit wurde für das Navigationssystem Virtual Navigator der Firma Esaote S.p.A. eine vollautomatische Registrierung von prä- und intraoperativen Bilddaten der Leber entwickelt. Aufgrund ihrer wichtigen Rolle im Stoffwechsel des Menschen ist die Leber sehr gut durchblutet und von mehreren Gefäßbäumen durchzogen. Aus diesem Grund wurde ein gefäßbasierter Registrierungsansatz gewählt, dessen Schritte in Abbildung 4.11 dargestellt sind. Zunächst erfolgt präoperativ eine Segmentierung der Leber aus den CT-Bilddaten. Im Anschluss daran erfolgt die in Abschnitt 3.2 vorgestellte Gefäßsegmentierung, welche in den CT-Daten präoperativ und im Ultraschall intraoperativ durchgeführt wird. Anhand der Segmentierungsergebnisse der CT- und Ultraschallvolumen werden natürliche Landmarken in den Gefäßen bestimmt. Hierbei sind Verzweigungspunkte wichtige anatomische Referenzen. Im Anschluss daran müssen Korrespondenzen zwischen den Landmarken der beiden Modalitäten erzeugt werden, dies geschieht mithilfe eines Matching Algorithmus. Basierend auf dem Wissen über die Lage der Landmarkenpaare lässt sich dann eine rigide Registrierung berechnen. Werden zusätzliche Landmarken innerhalb der Gefäße erzeugt und hierbei die Korrespondenzen mitgeführt, so wird auch eine deformierbare Registrierung der Gefäße aufeinander möglich. Diese Deformation kann dann für den abgebildeten Teil der Leber ausgeweitet und so auch das von den Gefäßen eingeschlossene Parenchym deformiert werden. Hierbei wird davon ausgegangen, dass sich Parenchym und Gefäße lokal als Einheit bewegen.

Da sowohl die Bestimmung von Korrespondenzen als auch die rigide Registrierung, die Verfeinerung der Landmarken und die Berechnung der deformierbaren Registrierung vollautomatisch erfolgen, ist nach der Segmentierung der Gefäße keine Interaktion des Chirurgen mehr erforderlich.

Auf die genannten Schritte der gefäßbasierten Registrierung soll im Folgenden näher eingegangen werden.

4.2.2.1. Landmarkengenerierung

Aus den in Abschnitt 3.2 beschriebenen binären Segmentierungen gilt es zunächst Landmarken für die Registrierung zu extrahieren. In der Literatur werden hierzu meist die Gefäßmittellinien verwendet und an diesen nach Verzweigungspunkten gesucht. Drechsler und Oyarzun Laura beschreiben in [DOL10b] eine Methode zur Umwandlung von Gefäßmittellinien in eine Graphenrepräsentation, welche an dieser Stelle kurz zusammengefasst werden soll.

Das Ziel der Graphengenerierung ist es, Verzweigungspunkte der Gefäße durch Knoten im Graphen darzustellen. Die Kanten des Graphen repräsentieren die Gefäßsegmente zwischen diesen Verzwei-

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

gungen. Zusätzlich zur Relationsinformation werden noch weitere Merkmale der Gefäße extrahiert. Diese sind unter anderem die Länge des Gefäßes, der Durchmesser des Gefäßes, das Gefäßvolumen und der mittlere Helligkeitswert im Gefäß, sowie die Standardabweichung von diesem.

Die Graphenrepräsentation wurde gewählt, da die Ultraschallbilddaten und damit auch die daraus generierten Segmentierungen nicht in der Lage sind, den gesamten Gefäßbaum abzubilden. Weiterhin können Artefakte in den Segmentierungen dazu führen, dass Gefäße Löcher aufweisen oder miteinander verschmolzen sind. Demnach entsprechen die Gefäßmittellinien auch keiner Baumstruktur, sondern können Zyklen enthalten.

Der Algorithmus von Drechsler und Oyarzun Laura [DOL10b] arbeitet in fünf Schritten:

1. **Skeletonisierung des Segmentierungsergebnisses:** Die Reduktion des binären Segmentierungsergebnisses auf die Gefäßmittellinien erfolgt basierend auf einer Erweiterung des von Lee et al. in [LKC94] vorgestellten Skeletonisierungsverfahrens [CDZL11b]. Hierbei werden Voxel, die die folgenden Kriterien erfüllen, aus der Segmentierung entfernt. Das Voxel hat keine direkten Nachbarn und mehr als einen Nachbarn in der 26er Nachbarschaft. Voxel dürfen nur entfernt werden, wenn dies die Euler-Charakteristik nicht stört und in der 26er Nachbarschaft die Anzahl der verbundenen Komponenten nicht erhöht wird, also das Voxel keine Komponenten miteinander verbindet. Die Speicherung der Gefäßmittellinien erfolgt wiederum in Form eines binären Volumens.
2. **Klassifikation der Gefäßmittellinien:** Durch die Klassifikation werden alle Voxel der Gefäßmittellinien in reguläre Voxel, Endvoxel und Verzweigungsvoxel aufgeteilt. Die End- und Verzweigungsvoxel werden später durch Knoten im Graphen repräsentiert. Insbesondere die Klassifikation der Verzweigungsvoxel ist nicht-trivial und beeinflusst den Aufbau des Gefäßgraphen maßgeblich.
3. **Dekomposition in Gefäßsegmente:** Im Dekompositionsschritt werden die Gefäßmittellinien an den Verzweigungspunkten aufgetrennt und jedes Segment separat gespeichert. Hierbei werden auch zu jedem Voxel die Bild- und physikalischen Koordinaten gespeichert. Letztere resultieren aus der Position des Voxels im Volumen und den Seitenlängen der Voxel.
4. **Kennzeichnen der Gefäßsegmente:** Mit dem Wissen über die Position aller Voxel im Segment können die Länge des Gefäßabschnittes und der mittlere Helligkeitswert im Gefäß sowie dessen Standardabweichung bestimmt werden. Für die Berechnung des Gefäßvolumens wird zu jedem Gefäßvoxel aus dem Segmentierungsergebnis das nächstgelegene Voxel auf der Gefäßmittellinie gesucht. Mit dem Wissen über die Zugehörigkeit zu den Gefäßsegmenten lässt sich dann über die Anzahl und physikalische Größe der Voxel das Volumen des Segmentes bestimmen. Der mittlere Durchmesser des Gefäßsegmentes lässt sich über das Volumen und die Länge unter der Annahme einer Zylinderform berechnen. Die Distanz zwischen Start- und Endpunkt des Segmentes wird über die Euklidische Geometrie bestimmt. Die Distanz kann unter anderem für die Berechnung der Biegung im Gefäß genutzt werden, welche eine weitere Eigenschaft des Segmentes ist.
5. **Graphenerzeugung:** Im letzten Schritt der Verarbeitungskette wird aus den Gefäßsegmenten ein ungerichteter Graph erzeugt. Dieser besteht aus Knoten, welche die Start- und Endpunkte der Segmente und somit die Verzweigungen in der Gefäßstruktur repräsentieren. Diese Knoten sind durch Kanten miteinander verbunden, welche die Gefäßsegmente mit ihren oben genannten Eigenschaften verkörpern.

Mithilfe des beschriebenen Verfahrens können Gefäßgraphen sowohl für die präoperativen CT-Bilddaten als auch für die intraoperativen Ultraschallbilddaten erstellt werden. Das Ergebnis der Graphengenerierung ist beispielhaft in Abbildung 4.12 gezeigt.

Die Knoten der erzeugten Graphen mit ihren physikalischen Koordinaten bilden die Grundlage der Registrierung beider Datensätze. Hierzu müssen allerdings noch Korrespondenzen zwischen den

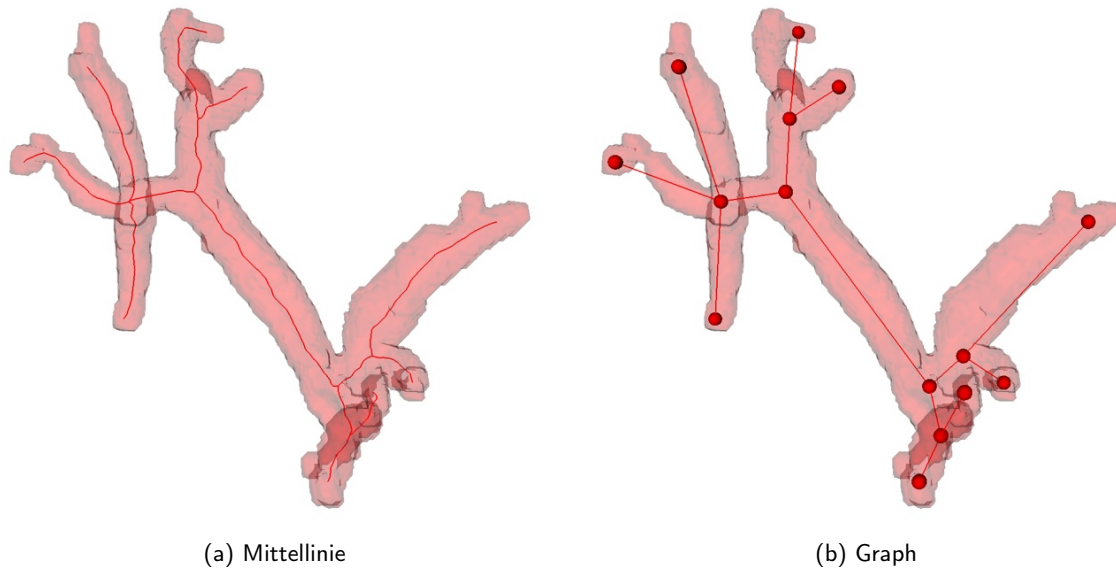


Abbildung 4.12.: Gefäßsegmentierung eines Ultraschalldatensatzes mit berechneter Gefäßmittellinie und Graphenrepräsentation.

beiden Gefäßgraphen hergestellt werden. Auf diesen Schritt, das sogenannte Graph Matching, wird in Abschnitt 4.2.2.3 eingegangen.

4.2.2.2. Initiale Registrierung

Da das Graph Matching nicht nur die Knoten und Kanteneigenschaften der beiden Gefäßgraphen betrachtet, sondern diese auch in Relation zueinander setzt, ist eine initiale Registrierung der beiden Datensätze notwendig. Das Ziel der initialen Registrierung ist es, die Lage der Patienten-anatomie in Relation zum Trackingsystem zu kennen und dementsprechend das präoperative CT grob im Trackingkoordinatensystem auszurichten. Dies ermöglicht es, den Suchraum für das Graph Matching einzuschränken und zusätzliche Kriterien für das Matching zu definieren. Um den Aufwand einer initialen Registrierung für den Chirurgen so gering wie möglich zu halten, ist diese am Anfang der Intervention in den Arbeitsablauf mit dem Ultraschallgerät der Firma Esaote S.p.A. integriert.

Die intraoperative Situation während der initialen Registrierung ist in Abbildung 4.13 gezeigt. Der Patient befindet sich bereits narkotisiert auf dem Operationstisch. Die Lage des Patienten entspricht der gewünschten Positionierung, welche den Eingriff ermöglicht. Bei perkutanen Ablationen ist der Patient meist in Rückenlage und leicht überstreckt. Die Antenne des Trackingsystems ist bereits über der rechten Schulter des Patienten an einem speziellen, nicht magnetisierenden Halter befestigt. Das Trackingsystem ist an das Ultraschallgerät angeschlossen und die Positionsdaten des Schallkopfes können permanent durch die Virtual Navigator Software ausgelesen werden.

Der Arzt positioniert daraufhin die Schallsonde senkrecht auf dem Abdomen des Patienten, so dass die Bildebene den Patienten axial schneidet. Durch die Wahl einer großen Eindringtiefe und einer geringen Frequenz ist es möglich, nahezu den gesamten Bauchraum des Patienten abzubilden.

Die Virtual Navigator Software ermöglicht es, das live-Ultraschall-B-Mode-Bild neben einem axialen Schichtbild des CTs anzuzeigen. Auch eine Überlagerung der beiden Bilder ist möglich. Hierfür wird zunächst der Mittelpunkt des CT-Volumens initial über dem Bildmittelpunkt des Ultraschalls platziert. Die Position des Ultraschallbildmittelpunktes relativ zur Position und Orientierung des

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

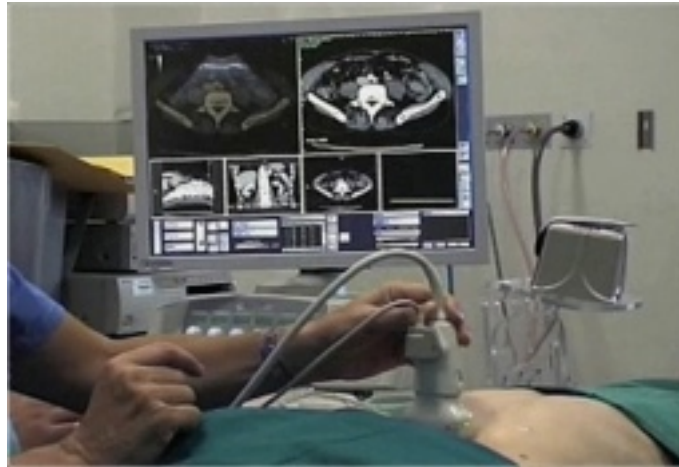


Abbildung 4.13.: Initiale Registrierung von Ultraschall- und CT-Aufnahmen mit dem Virtual Navigator System von Esaote S.p.A. zu Beginn der Intervention. Quelle: Esaote Website http://www.esaote.com/media/video/020_System.mov

Trackingsensors am Schallkopf ist aus der Kalibrierung beider Systeme zueinander bekannt.

Hat der Arzt eine gute Ansicht des Bauchraumes im Ultraschall gefunden, in der mehrere Organe und andere aussagekräftige Landmarken, wie z. B. die Knochen der Wirbelsäule sichtbar sind, beginnt er durch das CT zu scrollen, um ein Schichtbild zu finden, welches die gleiche Anatomie zeigt. Die räumliche Differenz aus Volumenmittelpunkt zu der gewählten Schicht wird als Translation senkrecht zur Ultraschallbildebene und damit auch relativ zum Trackingkoordinatensystem auf das CT angewendet.

Die initiale Registrierung ist damit abgeschlossen und ergibt sich aus der Sensorposition, der Transformation vom Ultraschallbildmittelpunkt zum Sensorkoordinatensystem, der Transformation, mit der die Bilddaten initial an den Mittelpunkten ausgerichtet wurden und der Translation zur gewünschten Schicht im CT. Der Arzt hat zusätzlich die Möglichkeit, auch die laterale und vertikale Translation noch zu modifizieren. Dies ist jedoch in den meisten Fällen für ein funktionierendes Graph Matching nicht nötig. Im Mittel weist die initiale Registrierung eine Genauigkeit von 3 bis 4 cm auf. Ein Ergebnis der initialen Ausrichtung der CT- und Ultraschalldaten ist in Abbildung 4.14 und Abbildung 4.15 anhand von Patient 2 aus den Ergebnissen in Abschnitt 4.4.2 gezeigt.

4.2.2.3. Graph Matching

Ein wichtiger Schritt zur automatischen Registrierung von prä- und intraoperativen Bilddaten ist die Definition von Korrespondenzen hinsichtlich der dargestellten Anatomie. Dies kann implizit über den Bildinhalt und ein darauf berechnetes Ähnlichkeitsmaß erfolgen, wobei angenommen wird, dass bei einer guten Überlappung der Anatomie dieses Ähnlichkeitsmaß ein Maximum erreicht. Alternativ hierzu können auch explizit Korrespondenzen zwischen anatomischen Landmarken in den Bilddaten definiert werden. Dies ist jedoch manuell sehr zeitaufwändig und aufgrund der unterschiedlichen Darstellung der Patientenanatomie und möglichen Deformationen auch für erfahrene Chirurgen nicht immer einfach. Daher ist es das Ziel, die Bestimmung von Korrespondenzen zwischen den Gefäßstrukturen zu automatisieren.

Aus dem Literaturstudium in Abschnitt 4.1.4 wird ersichtlich, dass viele Ansätze in diesem Gebiet auf dem Iterative-Closest-Point-Ansatz (ICP) beruhen. Dieser hat jedoch den Nachteil, dass die Korrespondenzen nicht eindeutig sind, was bei einer späteren Registrierung und vor allem bei der Deformationsberechnung zu Fehlern führen kann.

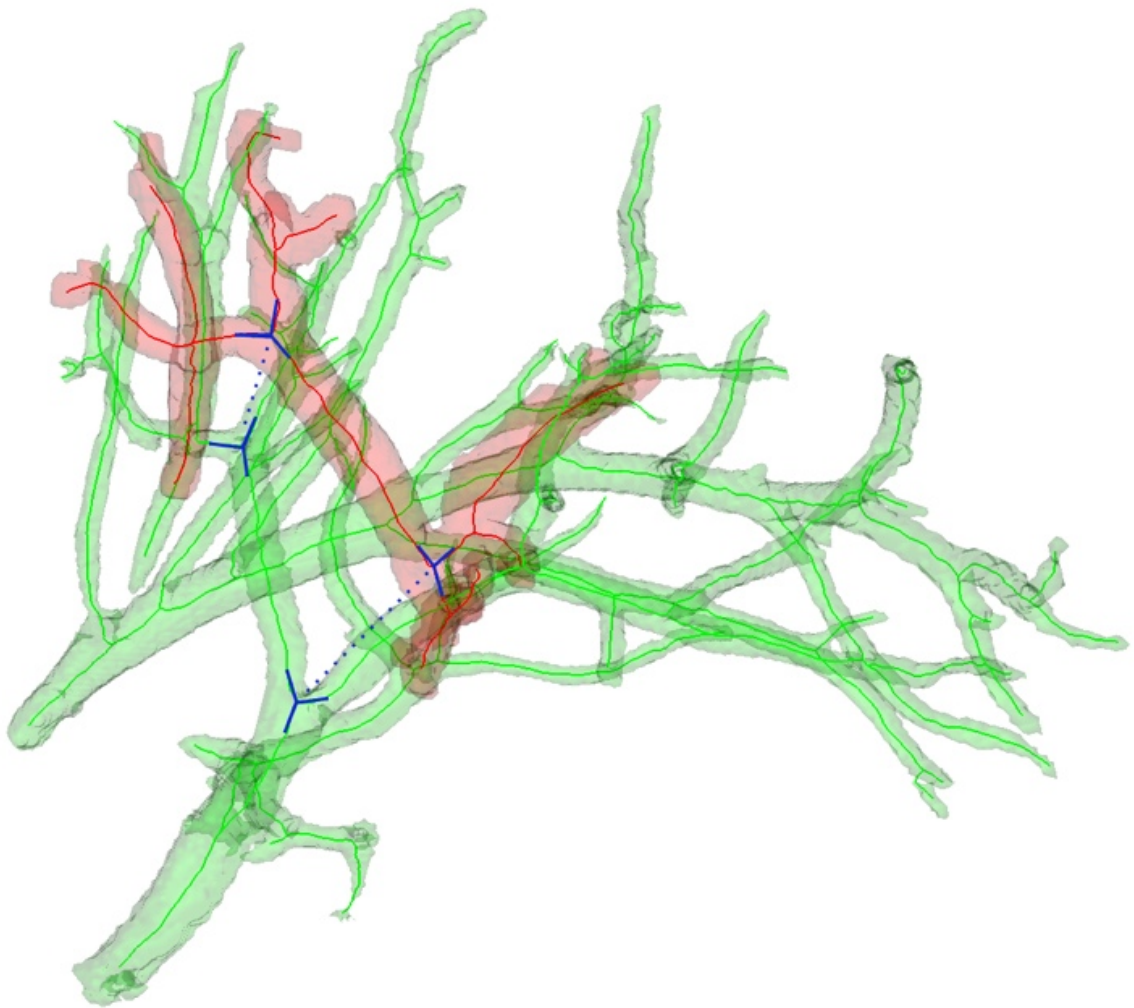


Abbildung 4.14.: Ausrichtung von Patientendaten nach der initialen Registrierung. Die Gefäßmittellinien und Oberflächen aus dem CT werden in Grün dargestellt, während die Gefäße aus dem Ultraschall rot gefärbt sind. Da der Registrierungsfehler einige Zentimeter beträgt, wurden in dieser Abbildung zwei korrespondierende Verzweigungen durch blaue Linien hervorgehoben.

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

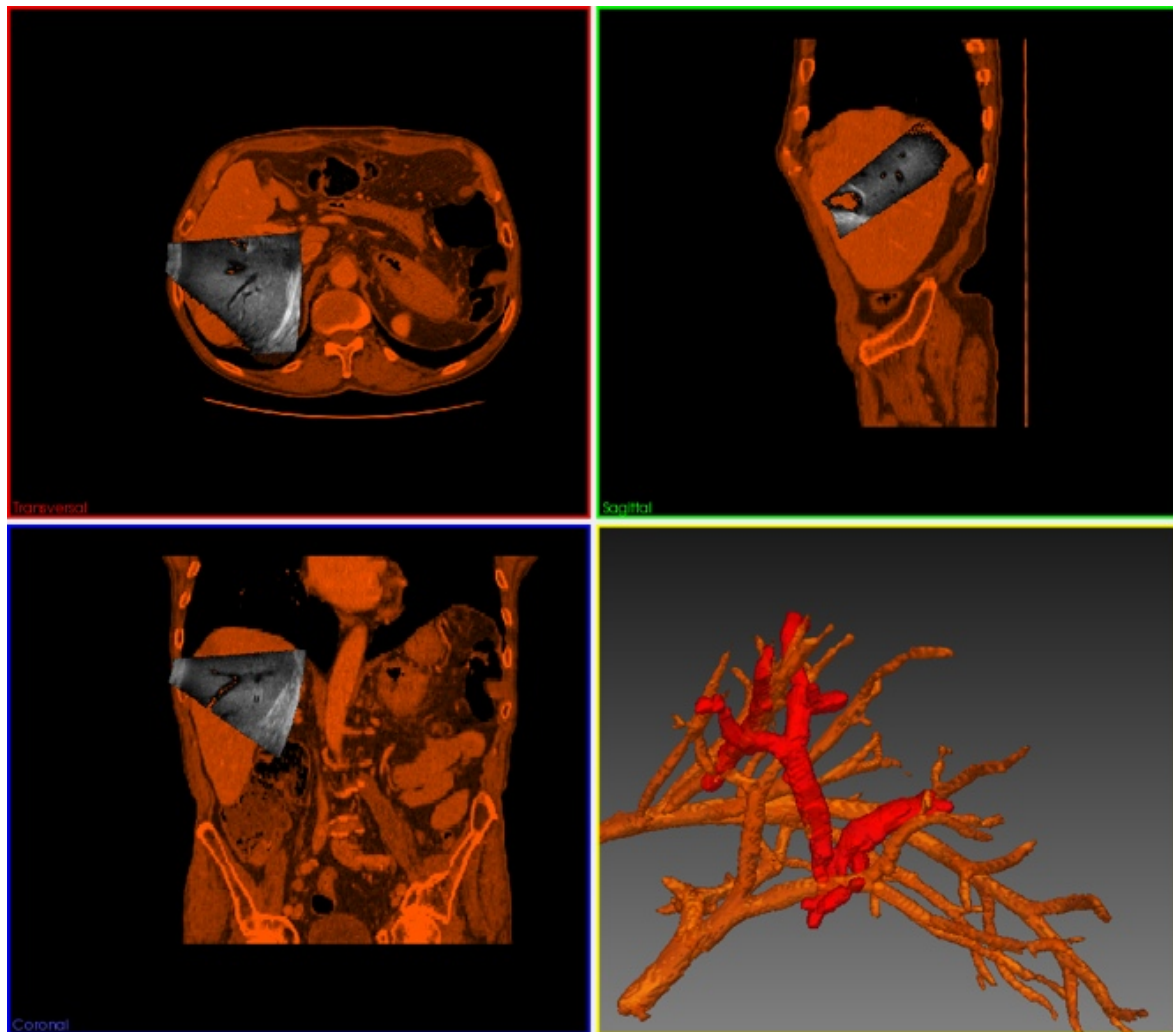


Abbildung 4.15.: Überlagerung der Ultraschall-B-Mode-Schichtbilder und des CT Datensatzes des Patienten aus Abbildung 4.14 nach der initialen Registrierung. Die Gefäße aus dem Ultraschall sind in rot dargestellt und die CT-Daten wurden dunkel-orange eingefärbt.

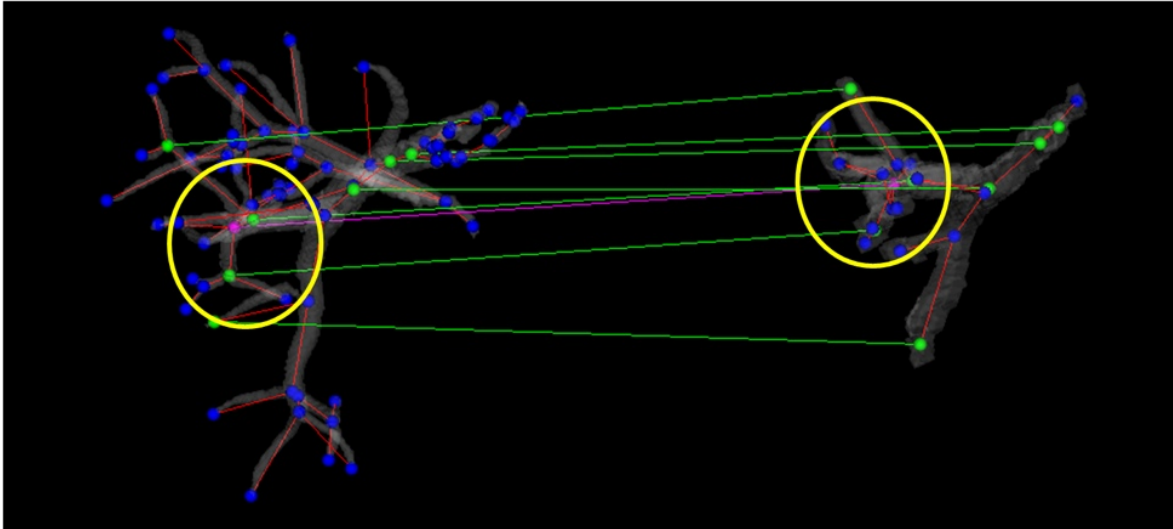


Abbildung 4.16.: Ergebnis des Graph Matchings zwischen präoperativen CT-Bilddaten (links) und dem intraoperativen Ultraschalldatensatz (rechts). Quelle: [OLDE⁺12]

Aus diesem Grund wurde auf den von Oyarzun Laura und Drechsler in [OLD11b] entwickelten Matchingalgorithmus zurückgegriffen. Dieser basiert auf ungerichteten Gefäßgraphen, deren Erzeugung in Abschnitt 4.2.2.1 beschrieben wurde. Das Ziel des Algorithmus ist es, möglichst viele bijektive Korrespondenzen zwischen den Verzweigungs- und Endpunkten der Gefäßgraphen beider Bildgebungsmodalitäten zu definieren.

Das Verfahren wählt zufällig einen der Knoten des Ultraschallgraphen als Startpunkt aus und wandelt diesen Graphen in einen gerichteten Graphen um. Der zweite Graph bleibt ungerichtet. Basierend auf einer kumulativen Kostenfunktion werden daraufhin alle möglichen Knoten des zweiten Graphen besucht. Die gematchten Knoten mit minimalen Kosten repräsentieren das Ergebnis des Verfahrens. Durch Lücken in den Graphen kann es allerdings zu einem unvollständigen Matching kommen, da der Weg zu einigen Knoten zu lang und damit auch die Kosten zu hoch werden. Der Algorithmus berücksichtigt dies und berechnet auch die Kosten für das Matching von Teilgraphen. In einem späteren Schritt werden die Knoten der gematchten Teilgraphen zum Ergebnis des Matchings vereint. Das Ergebnis des Graph Matchings ist beispielhaft in Abbildung 4.16 gezeigt.

Der Graph Matching Ansatz hat mehrere Vorteile gegenüber einem ICP-basierten Verfahren, wie es etwa von Lange et al. in [LEH⁺04] beschrieben wurde. Zunächst einmal werden durch das Graph Matching bei der Berechnung der Kosten weit mehr Informationen als nur die Gefäßrichtung beachtet. Prinzipiell stehen alle in Abschnitt 4.2.2.1 genannten Eigenschaften der Knoten und Kanten des Graphen zur Verfügung. Daneben garantiert das Graph Matching, dass eindeutige Korrespondenzen zwischen den Verzweigungs- und Endpunkten in den Gefäßstrukturen definiert werden. Falls zu einem Knotenpunkt in einem der Graphen, unter der gegebenen Parametrisierung des Verfahrens, keine Korrespondenz zum anderen Graphen aufgebaut werden kann, so wird dies auch nicht erzwungen. Der ICP-Algorithmus würde zu jedem Punkt auf den Gefäßmittellinien den nächstgelegenen Punkt im anderen Datensatz als Korrespondenz definieren. Zu guter Letzt bleibt noch festzuhalten, dass der ICP-Algorithmus bei der Registrierung in einem lokalen Minimum terminieren kann.

Das Graph Matching hat auch Vorteile gegenüber anderen in der Literatur vorgestellten Baum- bzw. Tree Matching Verfahren. So ist keine Definition einer initialen Korrespondenz notwendig. Weiterhin arbeitet das Graph Matching auch mit unvollständigen Graphen, in denen Bifurkationen fehlen.

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

Die Eins-zu-eins-Korrespondenzen des Graph Matchings erlauben eine direkte Berechnung der rigiden Registrierung. Diese wird im nächsten Abschnitt erläutert.

4.2.2.4. Rigide Registrierung

Das Ziel der rigiden Registrierung ist es, die von beiden bildgebenden Verfahren CT und Ultraschall erfasste Anatomie in Deckung zu bringen. Rigide Transformationen werden genutzt, um jeweils drei Freiheitsgrade der Translation und der Rotation eines Datensatzes zu modifizieren. Dieser Datensatz wird in der Literatur als Bewegtbild (Moving Image) oder auch Templatebild bezeichnet. Im Fall der Registrierung von CT und Ultraschall ist dies das CT, da es zur intraoperativen Anatomie, welche im Ultraschall dargestellt ist, registriert werden soll. Der unveränderte Datensatz wird auch als Zielbild oder Fixed Image bezeichnet. Als Informationsträger über die Anatomie in den Bilddaten und somit auch Grundlage für die rigide Registrierung dienen die vom Graph Matching als Korrespondenzen definierten Verzweigungen und Endpunkte der Gefäßstrukturen.

Das Ergebnis des Graph Matchings sind n korrespondierende bijektive Punktepaare aus dem CT und Ultraschall. Diese werden als $\{p_{CT,i}\}$ und $\{p_{US,i}\}$ mit $i = 1, \dots, n$ bezeichnet. Gesucht ist eine rigide Transformation der Form

$$p_{US} = sR(p_{CT}) + t, \quad (4.3)$$

welche einen Punkt p_{CT} des CT-Koordinatensystems über eine Rotation R , eine Skalierung s und eine Translation t auf den korrespondierenden Punkt p_{US} im Ultraschallkoordinatensystem abbildet. Horn hat hierzu in [Hor87] ein Verfahren zur direkten Berechnung der drei Transformationsparameter vorgestellt (siehe Appendix B) welches im Rahmen dieser Arbeit verwendet wurde. Die gesuchte Rotation wird über Einheitsquaternionen repräsentiert, die Skalierung ist ein Skalarwert und die Translation ein Vektor. Der siebte Freiheitsgrad, die Skalierung, kann im beschriebenen Fall der Registrierung eines Organs desselben Patienten vernachlässigt werden, da zwischen der OP-Planung und der Intervention keine Größenveränderungen des Organs zu erwarten sind.

Die Berechnung der rigiden Registrierung zwischen dem präoperativen CT und dem intraoperativen Ultraschall ist ein erster, sehr wichtiger Schritt hin zur Navigation in der Leberchirurgie. Für perkutan durchgeführte Interventionen erlaubt die rigide Registrierung bereits die Überlagerung der beiden Bilddaten (siehe Abbildung 4.17) und auch der daraus segmentierten Strukturen, wie Gefäße und Tumor.

Doch auch bei perkutanen Eingriffen ist bereits eine Deformation der Leber, aufgrund der unterschiedlichen Patientenlage zwischen CT-Bildaufnahme und Intervention, erkennbar. Dies wird aus den Ergebnissen der rigiden Registrierung, welche in Abschnitt 4.4.2.1 vorgestellt werden und z. B. aus Abbildung 4.18 deutlich. Wie man unschwer erkennen kann, liegen die vom Graph Matching als Korrespondenzen detektierten Landmarken nach der rigiden Registrierung nicht genau aufeinander. Dies liegt daran, dass von der rigiden Registrierung zwar die mittleren Euklidischen Abstände minimiert werden, die rigide Registrierung allerdings nur eine globale Translation und Rotation berechnet. Um die Landmarken genau aufeinander abzubilden und somit die Qualität der Registrierung der Patientenanatomie weiter zu verbessern, ist demnach eine deformierbare Registrierung notwendig.

Vorab sind allerdings noch zwei weitere Beobachtungen anhand der Abbildung möglich. Zum einen reicht die Anzahl der korrespondierenden Landmarken nicht für die Berechnung einer deformierbaren Registrierung aus. Dies wird durch die Organdeformationen auch zwischen den bereits gematchten Landmarken aus dem unterschiedlichen Verlauf der Gefäßmittellinien deutlich. Dies legt die Verfeinerung der Landmarken entlang der Gefäßmittellinien nahe. Zum anderen sind in Abbildung 4.21a Gefäßabschnitte erkennbar, welche zwar aufgrund ihrer Lage und ihres Verlaufes als korrespondierend erscheinen, vom Graph Matching allerdings nicht als korrespondierend erkannt

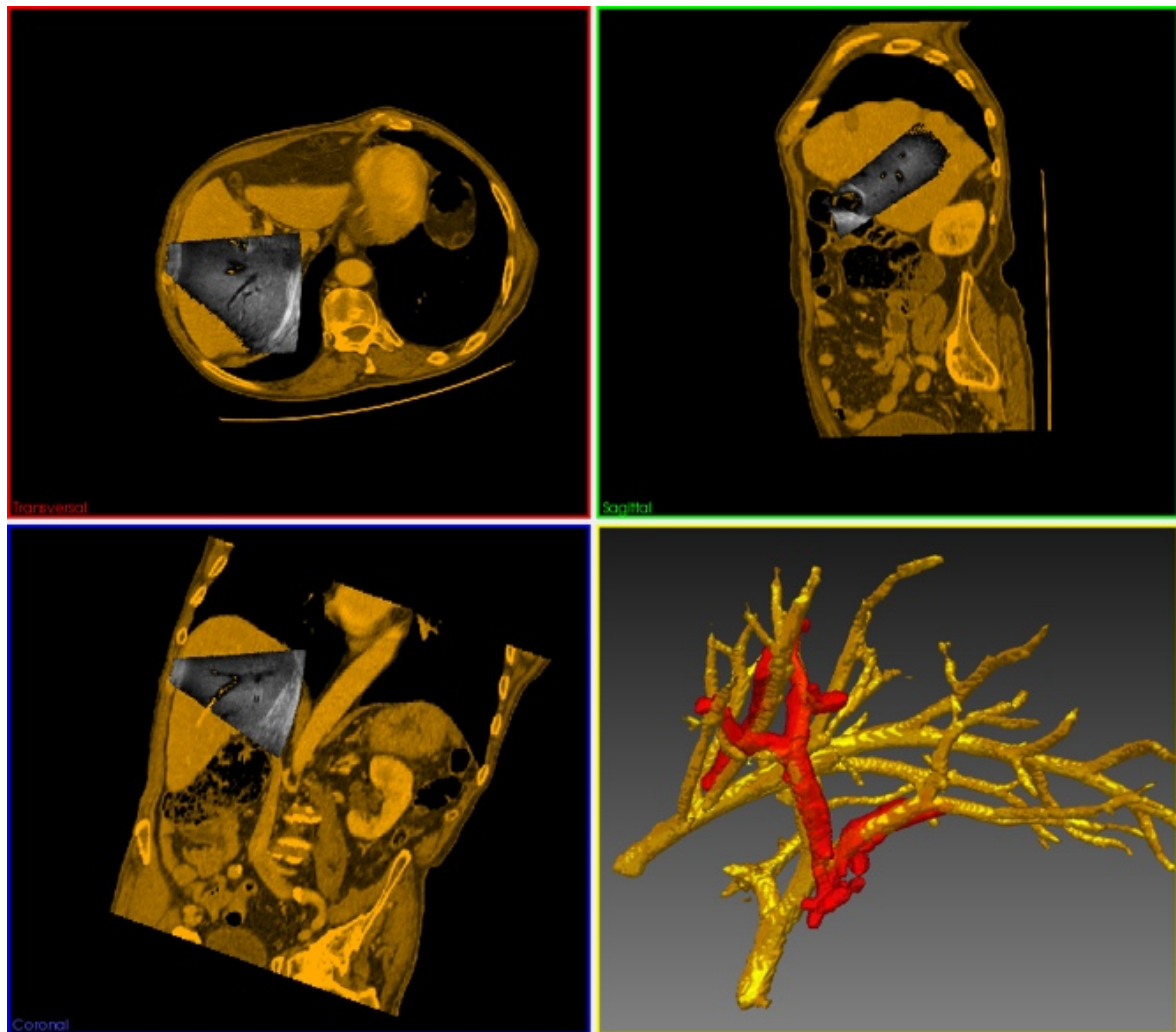


Abbildung 4.17.: Überlagerung der Ultraschall-B-Mode-Schichtbilder und des CT Datensatzes des Patienten aus Abbildung 4.15 nach der rigiden Registrierung anhand der Landmarken aus dem Graph Matching. Die Gefäße aus dem Ultraschall sind in rot dargestellt und die CT-Daten wurden orange eingefärbt.

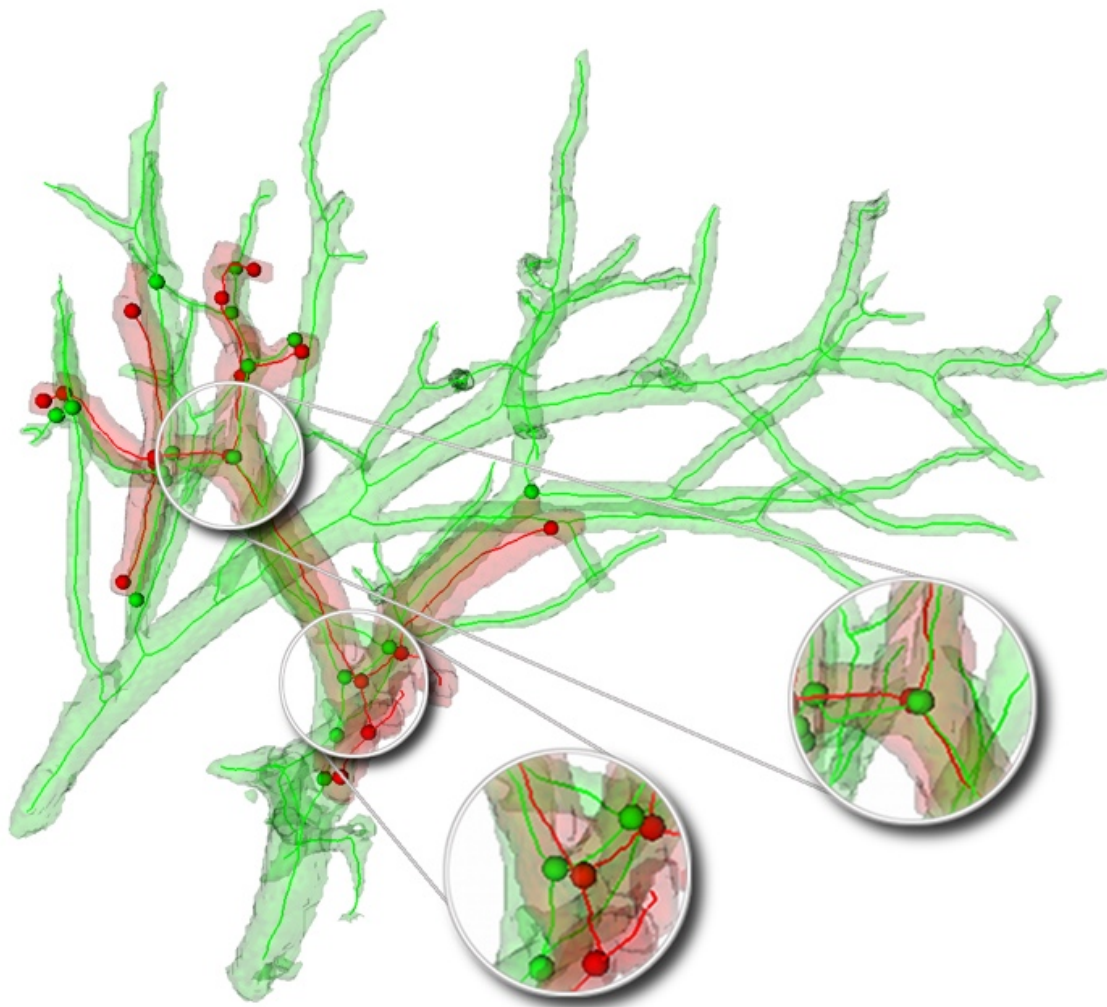


Abbildung 4.18.: Ergebnis der rigiden Registrierung der Patientendaten aus Abbildung 4.14. Die Gefäßmittellinien und Oberflächen aus dem CT werden in Grün dargestellt, während die Gefäße aus dem Ultraschall rot gefärbt sind. Die Kugeln zeigen die jeweiligen vom Graph Matching als Korrespondenzen gefundenen Landmarken. Der Registrierungsfehler konnte hierbei auf wenige Millimeter reduziert werden, wie aus den Vergrößerungen zu erkennen ist.

wurden. All diese Beobachtungen motivieren die im nächsten Abschnitt vorgestellte Verfeinerung der Landmarken, für welche die beschriebene rigide Registrierung die Ausgangsbasis liefert und die selbst ein notwendiger Schritt für eine deformierbare Registrierung ist.

4.2.2.5. Verfeinerung der Landmarken

Das Ziel der Landmarkenverfeinerung ist es, aus dem Wissen über die bekannten bijektiven Korrespondenzen, welche mit dem Graph Matching erzeugt wurden, und dem Wissen über den Gefäßverlauf weitere bijektive Korrespondenzen zu generieren. Hierzu werden die Gefäßmittellinien der rigide registrierten CT- und Ultraschallsegmentierungen aus Abschnitt 4.2.2.1 herangezogen. Da der Verlauf der Gefäße in den Bilddaten wichtige Informationen über die intraoperative Deformierung der Leber enthält, wird während der Verfeinerung eine hohe Zahl zusätzlicher Landmarken auf den Gefäßmittellinien zwischen den gematchten Punkten erzeugt.

Die Verfeinerung wurde als zweistufiges Verfahren umgesetzt (siehe Abbildung 4.19), bei dem zunächst zwischen den bekannten Landmarken aus dem Graph Matching weitere bijektive Landmarken eingefügt werden. Zusätzlich wird im zweiten Schritt neben der Verfeinerung nach weiteren korrespondierenden Gefäßsegmenten gesucht, welche durch das Graph Matching nicht als korrespondierend erkannt wurden. Ein Grund hierfür könnten die unterschiedlichen Längen der Gefäßsegmente sein. Durch das eingeschränkte Blickfeld des Ultraschalls können aus den Bilddaten oft nur Teile eines Gefäßes extrahiert werden, während das gesamte Gefäß im CT sichtbar ist. Ein weiterer Grund dafür, dass Gefäßsegmente vom Graph Matching nicht als korrespondierend erkannt wurden, lässt sich in der Deformation der Leber finden. Die Richtungen der Gefäße in beiden Datensätzen können stärker als ein vorgegebener Schwellwert voneinander abweichen. Das Ziel der Ausweitung der Suche ist es, für möglichst viele aus dem Ultraschallvolumen segmentierte Gefäßsegmente Korrespondenzen im CT zu finden und so die Registrierung der Datensätze weiter zu verbessern.

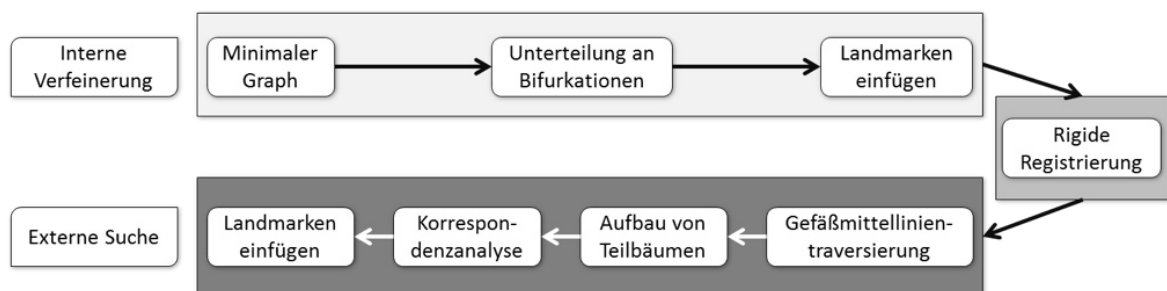


Abbildung 4.19.: Ablaufdiagramm der Landmarkenverfeinerung.

Während der Landmarkenverfeinerung werden auf allen als korrespondierend erkannten Gefäßsegmenten weitere Korrespondenzen definiert. Der hier vorgeschlagene Ansatz weist einige Vorteile gegenüber anderen, in der Literatur vorgestellten, Verfahren auf (vgl. [LEHS03, SGK⁺12]). Ein wichtiger Beitrag des entwickelten Verfahrens ist, dass die Bijektivität aus dem Graph Matching auch für die neuen Korrespondenzen beibehalten wird. Auch die Gefäßanatomie und -eigenschaften werden beachtet, indem die Landmarken in gleichen Abständen in beiden Gefäßen auf den Mittellinien definiert werden. Dies ist wichtig, da sich Gefäße aufgrund der Organdeformation beugen können, ihre Länge dabei jedoch nicht verändert wird.

Initialisierung Den Ausgangspunkt für die Verfeinerung der Landmarken bilden die Gefäßmittellinien wie in Abbildung 4.20a gezeigt und die durch das Graph Matching detektierten bijektiven Korrespondenzen, welche als ausgefüllte Kreise in Abbildung 4.20b dargestellt sind. Die leeren Kreise repräsentieren andere Verzweigungs- oder Endpunkte in den Gefäßen, welche durch das Graph Matching nicht gematcht werden konnten. Weiterhin stehen dem Algorithmus noch die original Gefäßgraphen der beiden Datensätze aus Abschnitt 4.2.2.1 zur Verfügung.

Das Ergebnis des Graph Matchings sind zwei Punktlis ten, welche die jeweiligen Koordinaten der korrespondierenden Landmarken beinhalten. Um diese Punkte in eine räumliche Relation zueinander zu bringen, beginnt die Verfeinerungsmethode mit dem Aufbau eines minimalen Graphen für jeden der beiden Datensätze. Ein solcher Graph wird erzeugt, indem zwischen den Punkten, für die das Graph Matching eine Korrespondenz im anderen Datensatz gefunden hat, Kanten eingefügt werden. Diese Kanten können über mehrere Gefäßsegmente und somit auch andere nicht gematchte Verzweigungspunkte hinweg verlaufen. Die Entscheidung, zwischen welchen Punkten im minimalen Graphen Kanten eingefügt werden müssen, kann anhand der Verbindungen der Punkte im jeweiligen originalen Gefäßgraphen getroffen werden. Die erzeugten minimalen Graphen, welche

Tabelle 4.3.: Lookup-Table für die Anzahl einzufügender Landmarken.

Gefäßlänge in Voxeln	Anzahl einzufügender Landmarken	Dichte der Landmarken
0 ... 6	2	Inf ... 33 %
7 ... 12	3	43 % ... 25 %
13 ... 24	5	38 % ... 21 %
25 ... 48	9	36 % ... 19 %
49 ... 97	17	35 % ... 17 %
98 ... Inf	33	34 % ... 0 %

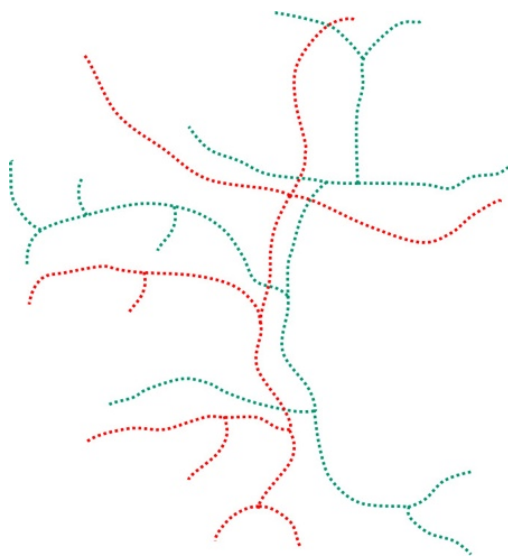
in Abbildung 4.20c dargestellt sind, repräsentieren das Ergebnis des Graph Matchings.

Im nächsten Schritt werden die Kanten der minimalen Graphen an allen bekannten Verzweigungspunkten unterteilt, indem diese in den minimalen Graphen aufgenommen werden. Die Verzweigungspunkte sind aus den originalen Gefäßgraphen bekannt. Wichtig bei dieser Unterteilung ist, dass unabhängig davon, in welchem Datensatz eine solche Verzweigung segmentiert wurde, die Kanten beider minimaler Graphen unterteilt werden. Die Unterteilung der minimalen Graphen ist ein wichtiger Schritt, denn wie bereits oben erwähnt, verändern sich auch bei einer Deformation des Organs die Längen der einzelnen Gefäßabschnitte nicht. Aus diesem Grund werden die neuen Knotenpunkte zwischen den beiden Endknoten des Gefäßsegmentes im selben Abstand entlang der Mittellinie eingefügt. Somit bilden die Verzweigungspunkte wichtige anatomische Fixpunkte, zwischen denen später entlang der Gefäßmittellinie verfeinert werden darf. Das Ergebnis dieser ersten Unterteilung ist in Abbildung 4.20d gezeigt. Die unterteilten Graphen repräsentieren die korrespondierenden Gefäßsegmente und alle möglichen Verzweigungen darin.

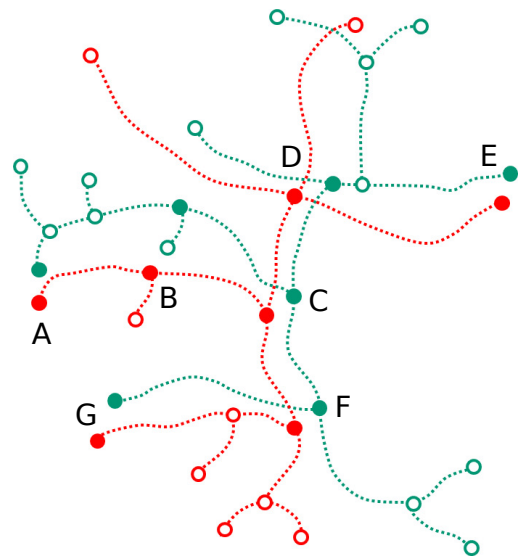
Verfeinerung der Landmarken Um die Suche nach weiteren korrespondierenden Kanten zu initialisieren, sollten zunächst die korrespondierenden Gefäßsegmente möglichst gut rigide miteinander registriert werden. Daher werden die bekannten Gefäßsegmente in den unterteilten Graphen verfeinert, um mehr Landmarken und somit mehr Wissen über die Lage der Gefäße, für die in Abschnitt 4.2.2.4 beschriebene rigide Registrierung zur Verfügung zu haben. Die aus den Landmarken berechnete rigide Registrierung wird sowohl auf die unterteilten Graphen als auch auf die binären Volumen mit den Gefäßmittellinien angewendet.

Während der Verfeinerung ist es theoretisch möglich, entlang der Mittellinie ebensoviele neue Knoten einzufügen, wie es Voxel auf der Mittellinie des Gefäßsegmentes gibt. Da die beiden Datensätze allerdings unterschiedliche Voxelgrößen und damit auch eine unterschiedliche Anzahl an Voxeln auf der Mittellinie aufweisen und bijektive Korrespondenzen erzeugt werden müssen, gibt der schlechter aufgelöste Datensatz (in den meisten Fällen das CT) die maximal mögliche Anzahl an neuen Punkten vor.

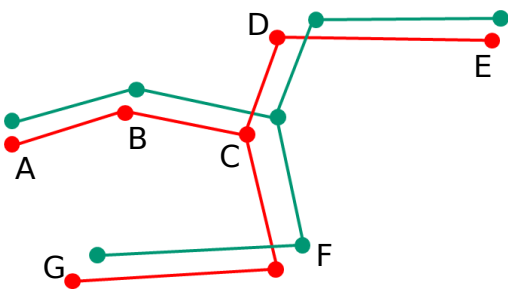
Da der Berechnungsaufwand eines Deformationsfeldes allerdings mit der Anzahl der Landmarken zunimmt, wird während der Verfeinerung nur ein Teil der möglichen neuen Knotenpunkte in den Graphen eingefügt. Der Grad der Verfeinerung ist als Prozentualwert der Voxelanzahl der Gefäßmittellinie definiert. In der Praxis hat sich ein Wert von 30 % als ausreichend genau erwiesen. Die Verfeinerung erfolgt durch ein rekursives Verfahren, welches alle Kanten des Gefäßgraphen durchläuft. Die zu den Kanten gehörenden Gefäßmittellinien werden auf ihre Länge, also die Voxelanzahl des schlechter aufgelösten Datensatzes, untersucht. Ausgehend von dieser Anzahl wird über den Prozentualwert die Anzahl einzufügender Punkte bestimmt. Die Verfeinerung einer Kante wird über die Teile-und-Herrsche-Methode umgesetzt. Um mit dieser arbeiten zu können, muss die Anzahl der einzufügenden Punkte auf die nächstkleinere Zweierpotenz reduziert und dazu eins addiert werden. Dies wurde anhand der in Tabelle 4.3 gezeigten Lookup-Table umgesetzt.



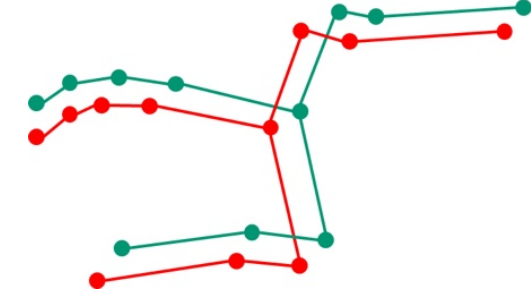
(a) Gefäßstrukturen repräsentiert über ihre Mittellinien



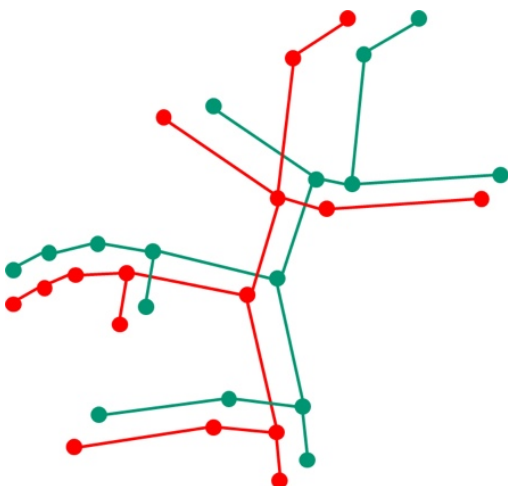
(b) Gefäßstrukturen mit Verzweigungspunkten und gematchten Punktkorrespondenzen



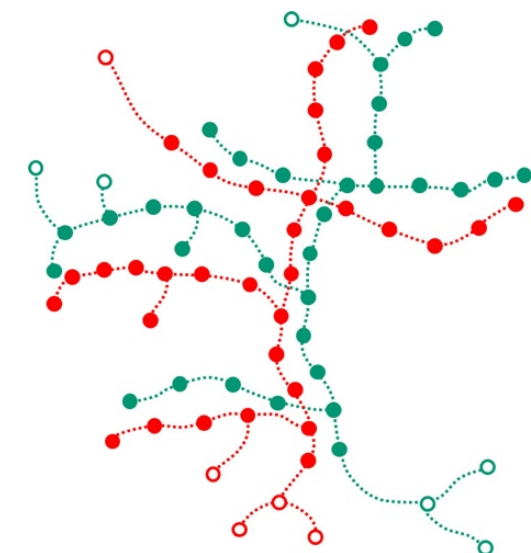
(c) Minimale Graphen generiert aus den gematchten Punktpaaren



(d) Minimale Graphen unterteilt an weiteren Verzweigungspunkten



(e) Erweiterte Gefäßgraphen



(f) Verfeinerte Gefäßstrukturen mit weiteren korrespondierenden Punktpaaren auf den Gefäßmittellinien

Abbildung 4.20.: Beispiel für die Verfeinerung der Landmarken in den Gefäßstrukturen anhand von Graphen. Kreise repräsentieren Verzweigungs- und Endpunkte und ausgefüllte Kreise gematchte Punktkorrespondenzen.

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

Erweiterung des Graphen Ausgehend von den Verzweigungspunkten im unterteilten Graphen kann nach weiteren, noch nicht als korrespondierend erkannten, Gefäßsegmenten gesucht werden. Zunächst werden für jeden unterteilten Graphen Baumstrukturen von bereits gematchten Punkten hin zu allen Blättern im dazugehörigen original Gefäßgraphen aufgebaut. Hierbei wird der Dijkstra-Algorithmus verwendet. Eine wichtige Bedingung für den Aufbau der Baumstrukturen ist, dass die Pfade keine bereits gematchten Knoten kreuzen dürfen, da von diesen Knoten ohnehin eine Baumstruktur aufgebaut wird und der resultierende Baum kleiner wäre.

Die beiden resultierenden Mengen an Bäumen werden über die Brute-Force-Methode auf Korrespondenzen untersucht. Hierbei werden für alle Bäume aus dem CT-Datensatz jeweils alle Bäume aus dem Ultraschall untersucht. Ausgehend von den bereits gematchten Knoten werden die Bäume kantenweise von innen nach außen durchlaufen. Es wird für jedes Gefäßsegmentpaar die jeweilige Länge, Richtung und der Abstand der Mittellinien auf der Voxel Ebene bestimmt.

Ein Matching zweier Segmente kommt unter zwei Bedingungen in Frage. Im ersten Fall liegen die jeweiligen Start- und Endpunkte der Segmente in einem Umkreis mit 6 mm Radius voneinander und die Länge der Segmente unterscheidet sich um maximal 3 mm. In diesem Fall werden die Start- und Endpunkte der neuen gematchten Segmente als Knoten in den jeweiligen unterteilten Graphen eingefügt und durch eine Kante miteinander verbunden.

Die Schwellwerte für die Abstände basieren auf den maximalen Gefäßdurchmessern aus den segmentierten CT- und Ultraschallvolumen und dem maximalen Abstand korrespondierender Punkte nach der rigiden Registrierung. Die Werte wurden anhand von 20 Patientendatensätzen (vgl. Abschnitt 4.4.2) ermittelt. Beide Maxima liegen im Bereich von 5 mm bis 14 mm (vergleiche Tabelle 4.7 in Abschnitt 4.4.2.2). Somit können durch die gewählten Schwellwerte falsche Matches zwischen Gefäßsegmenten ausgeschlossen werden, deren Distanzen über die in den Bilddaten auftretenden Werte hinausgehen.

Sind die Voraussetzungen nicht erfüllt, so werden im zweiten Fall die Segmente auf Voxel Ebene entlang der jeweiligen Gefäßmittellinie traversiert. Hierbei dient wieder der schlechter aufgelöste Datensatz als Grundlage.

Für das aktuelle Voxel im CT wird zunächst die Länge des Segmentes bis dorthin bestimmt. Daraufhin wird entlang des Ultraschallsegmentes das entsprechende Ultraschallvoxel ermittelt. Um dieses Voxel wird für jedes Voxel auf der Mittellinie innerhalb einer Distanz von ± 2 mm die Euklidische Distanz zum aktuellen CT-Voxel berechnet. Das dem CT-Voxel am nächsten gelegene Ultraschallvoxel wird für die folgenden Tests ausgewählt.

Sind die beiden Voxel nicht mehr als 6 mm auseinander, so wird lokal über die letzten drei Voxel der Gefäßverlauf analysiert. Die beiden Segmente dürfen dabei maximal um 60° voneinander abweichen, um auszuschließen, dass über Bifurkationen hinweg gematcht wird.

Sobald die beiden Kriterien nicht mehr erfüllt sind, werden die beiden bis dorthin gematchten Segmente an dieser Stelle unterteilt und als korrespondierend markiert, so dass sie später verfeinert werden können.

Die untersuchten Gefäßsegmente können in ihrer Länge variieren, da durch Artefakte in der Bildgebung oder Fehler in der Segmentierung vor allem im Ultraschall Gefäße häufig nur teilweise abgebildet werden. Daher wird das längere Gefäßsegment auf der Länge des kürzeren Gefäßsegmentes unterteilt. Im Anschluss können die beiden Segmente als korrespondierend markiert werden. Auch hier wird der jeweilige unterteilte Graph um die Endpunkte des Segmentes ergänzt und diese durch eine Kante miteinander verbunden.

Werden die Anforderungen nicht erfüllt, so können die beiden untersuchten Gefäßsegmente nicht gematcht werden. Abbildung 4.20e zeigt das Ergebnis der Erweiterung, bei der die unterteilten Graphen um die neuen korrespondierenden Kanten ergänzt wurden.

Die Verfeinerung der zusätzlich gematchten Segmente erfolgt wie im vorangegangenen Abschnitt beschrieben. Das Endergebnis der Verfeinerung der Landmarken ist in Abbildung 4.21 beispielhaft anhand eines Patientendatensatzes dargestellt.

Verbesserung der Verfeinerungsmethode und der Erweiterung Durch Verbesserungen an fünf besonders wichtigen Aspekten der zuvor beschriebenen Methoden ist es gelungen, die Anzahl detektierter Korrespondenzen weiter zu erhöhen. Die Verbesserungen haben hauptsächlich Auswirkungen auf die Detektion weiterer korrespondierender Gefäßsegmente. Gleichzeitig wurde allerdings auch die Homogenität der eingefügten Landmarken verbessert.

Zunächst einmal werden all die Gefäßsegmente für ein Matching in der erweiterten Suche in Betracht gezogen, deren Startpunkte bereits gematcht sind oder deren Startpunkte näher als 6 mm beieinander liegen. Falls die Segmente in die gleiche Richtung verlaufen und sich ihre Längen um weniger als 2 mm unterscheiden, können die Segmente direkt gematcht und verfeinert werden. Hierbei wird der Abstand der Endpunkte zueinander nicht mehr betrachtet. Durch diese Veränderung ist es möglich, auch Gefäßsegmente zu matchen, deren Richtungen durch eine Deformation des Organs stärker abweichen.

Ein zweiter Aspekt ist die Auswertung des Richtungsverlaufes der Gefäßsegmente. Die Richtung eines Gefäßes wird in der verbesserten Variante, wie in Abbildung 4.22 dargestellt, über den Startpunkt des Segmentes und den Schwerpunkt der Voxel auf der Gefäßmittellinie definiert. Bei der Berechnung des Schwerpunktes wird für das längere Gefäß lediglich die Menge an Voxeln auf der Mittellinie betrachtet, die der Länge des kürzeren Gefäßes entspricht. Hierdurch konnte der Schwellwert für den Winkel α zwischen zwei Gefäßen auf 45° reduziert werden. Ein weiteres Kriterium für den Richtungsverlauf ist die Distanz korrespondierender Voxel auf den Gefäßmittellinien, welche unter 6 mm bleiben muss.

Alle Segmente, deren Abweichungen in der Distanz und dem Winkel höher als die Schwellwerte sind, werden nicht als mögliche Kandidaten für die Verfeinerung angesehen. Aus den genannten Verbesserungen zur Distanz und dem Winkel resultiert eine höhere Anzahl korrespondierender Gefäße, ohne dabei falsche Korrespondenzen zu erzeugen.

Die dritte Veränderung umfasst die Einführung einer Bewertungsmethode für die Auswahl der besten Korrespondenz für ein gegebenes Gefäßsegment. Hierzu wurde ein Fehlermaß S eingeführt, welches die Parallelität und die Deformation von möglichen korrespondierenden Gefäßsegmenten bewertet. In die Berechnung des Kriteriums geht die Länge L des jeweils kürzeren Gefäßsegmentes als Normierungswert ein. Die Distanz D zwischen den Landmarken nach der Verfeinerung gibt Aufschluss über die Deformation zwischen den Aufnahmen. Der Verlauf der Gefäße wird anhand der Richtungsdivergenz α betrachtet. Das Gefäß mit der höchsten Bewertung

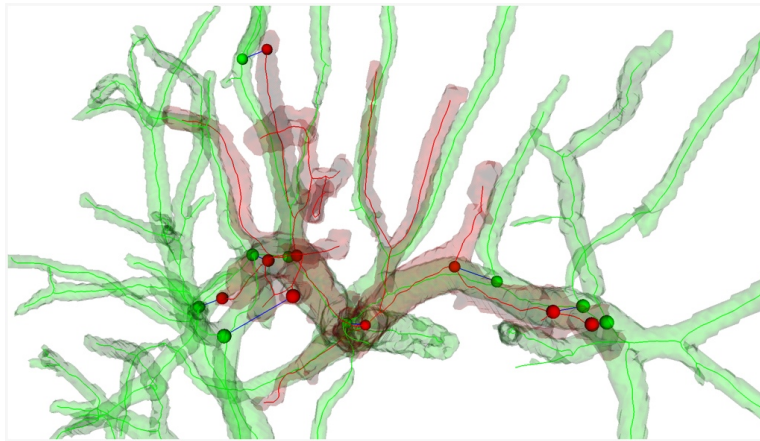
$$S = \frac{1}{L} \left(x \cdot \frac{\sum_{i=1}^n D_i}{n \cdot 6 \text{ mm}} + (1 - x) \cdot \frac{\alpha}{45^\circ} \right) \quad (4.4)$$

wird als Korrespondenz ausgewählt. Hierbei werden die zwei Komponenten Distanz D und Richtungsdivergenz α anhand der zuvor definierten maximal zulässigen Werte normiert.

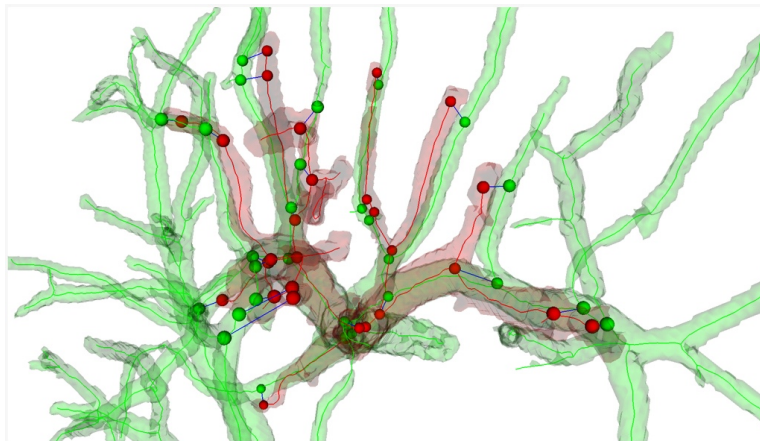
Das Ergebnis der Verfeinerung konnte homogenisiert werden, indem die Landmarken nicht mehr anhand eines festgelegten Abstandes, sondern proportional zur Länge des Gefäßsegmentes verteilt werden. Durch diese vierte Maßnahme werden Probleme bei der Festlegung von Korrespondenzen vermieden, falls die Längen der Segmente, wie in Abbildung 4.23 dargestellt, leicht voneinander abweichen.

Die letzte Verbesserung bezieht sich auf den Ablauf der Verfeinerung und der externen Suche. Diese wurden als iteratives Verfahren umgesetzt, wobei die beiden Teilschritte jeweils mit den Ergebnissen aus der vorhergehenden Iteration neu gestartet werden. Hierbei ist die Erkennung und Auflösung

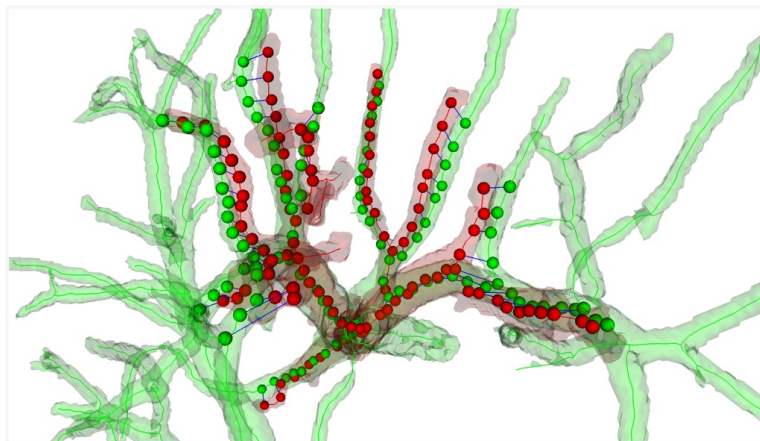
4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten



(a) Initiales Ergebnis des Matchings, welches dem minimalen Graphen entspricht



(b) Eingefügte Landmarken an Verzweigungen und Endpunkten nach der Erweiterung des Graphen



(c) Eingefügte Landmarken entlang des Gefäßverlaufes nach der Verfeinerung

Abbildung 4.21.: Ablauf der Verfeinerung der Landmarken anhand eines Patientendatensatzes. Die Gefäßmittellinien und Oberflächen aus dem CT werden in Grün dargestellt, während die Gefäße aus dem Ultraschall rot gefärbt sind. Die Kugeln zeigen die jeweiligen vom Graph Matching als Korrespondenzen gefundenen Landmarken. Blaue Linien zeigen Korrespondenzen zwischen den Landmarken an.

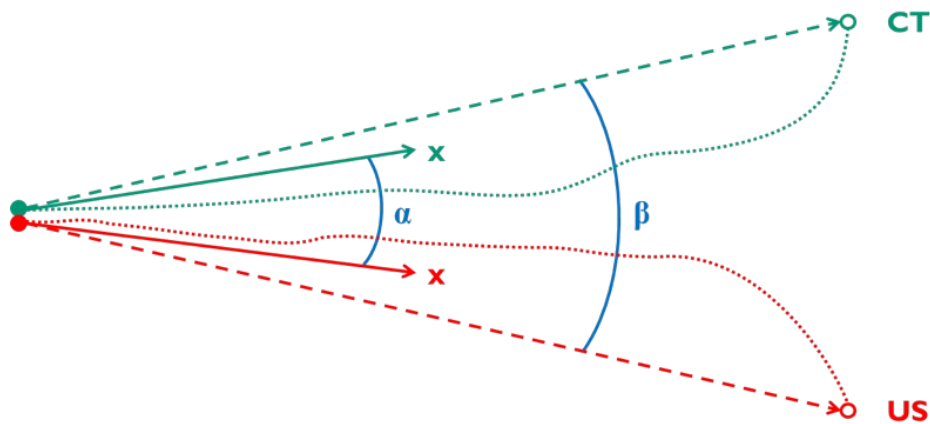


Abbildung 4.22.: Neuer Ansatz für die Bestimmung der Differenz der Gefäßverläufe. Die Richtung eines Gefäßes ergibt sich aus dem Vektor (durchgezogener Pfeil) zwischen dem Startpunkt des Gefäßes und dem Schwerpunkt x der Voxel der Gefäßmittellinie (gepunktete Linie). In der vorangegangenen Methode wurde die Richtung des Gefäßes aus dem Vektor (gestrichelte Linie) zwischen Start- und Endpunkt des Segmentes bestimmt.

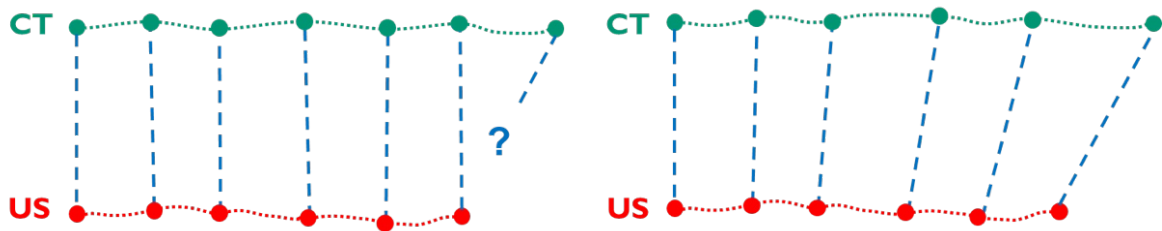


Abbildung 4.23.: Neuer Ansatz für die Platzierung der Landmarken. Die eingefärbten Punkte repräsentieren Landmarken, welche durch die Landmarkenverfeinerung platziert wurden. In der vorangegangenen Methode (links) wurden die Landmarken äquidistant verteilt. Die neue Methode verwendet eine proportionale Verteilung über die Gefäßlänge (rechts).

von Duplikaten in den Korrespondenzen eine sehr wichtige Neuerung. Duplikate resultieren hierbei hauptsächlich aus der Generierung von möglichen Korrespondenzen durch das Graph Matching und die Unterteilung des minimalen Graphen bzw. die externe Suche. Aber auch in den jeweiligen Iterationen können für ein gegebenes Segment mehrere Kandidaten aus dem anderen Datensatz detektiert werden. Da die Landmarkenverfeinerung das Ziel hat nur bijektive Korrespondenzen zu erzeugen, werden die jeweils schlechtesten Korrespondenzen verworfen. Kriterium ist hierbei der Abstand zwischen den Punktepaares. Auf diese Weise können fehlerhafte Korrespondenzen aus dem Graph Matching teilweise korrigiert werden, falls eine bessere Korrespondenz während erkannt wird.

Abbildung 4.20f zeigt das Endergebnis der Verfeinerung, bei der auf allen korrespondierenden Kanten zusätzliche Landmarken eingefügt wurden. Abbildung 4.24 zeigt die Verfeinerung der Landmarken des Patientendatensatzes aus Abbildung 4.18. Deutlich zu erkennen ist die hohe Anzahl an resultierenden Landmarken. Diese sind gleichverteilt entlang der Gefäßmittellinien angeordnet. Im Vergleich von Abbildung 4.21a und Abbildung 4.21c wird deutlich, wie die Erweiterung des Graphen in der Lage ist, auch über die vom Graph Matching definierten Landmarken hinaus, wei-

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

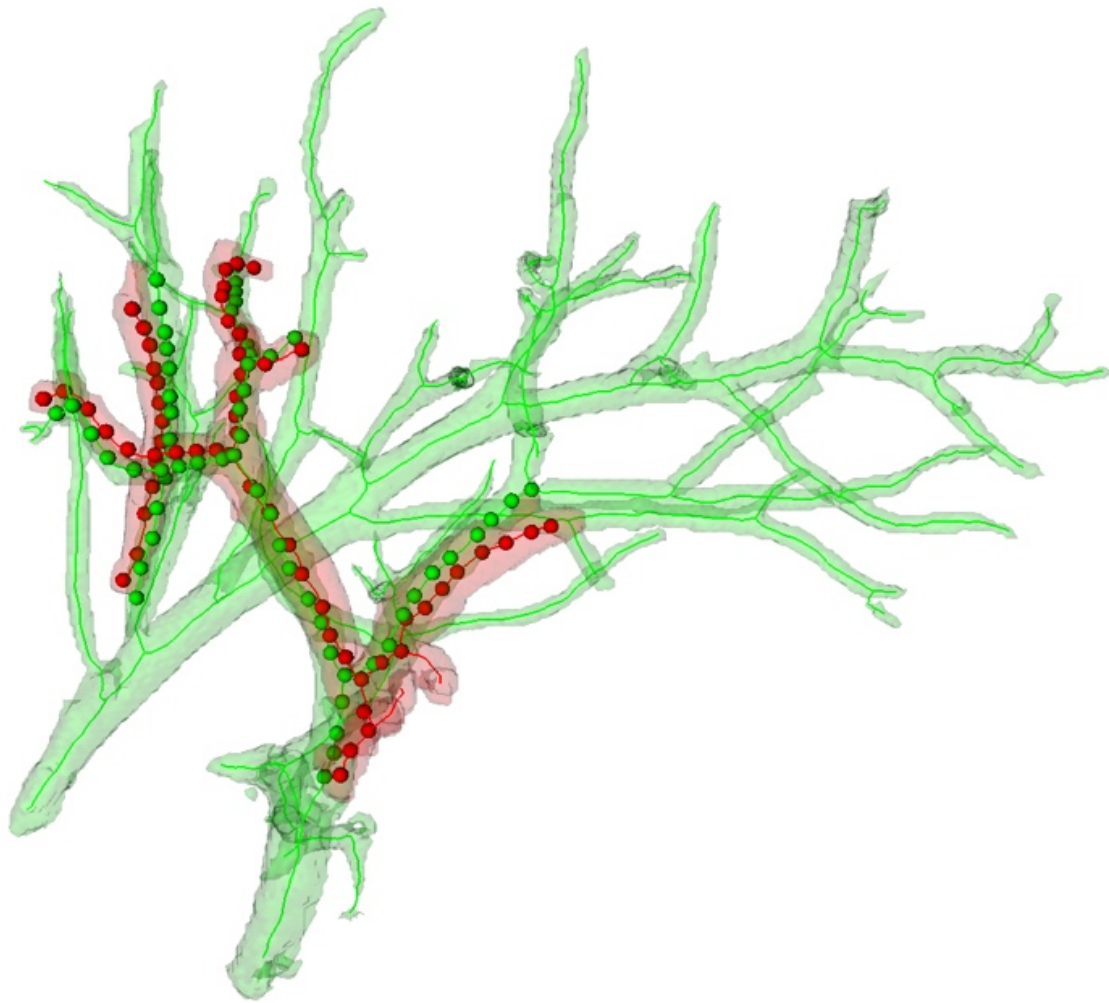


Abbildung 4.24.: Ergebnis der rigiden Registrierung anhand der Landmarken nach der Verfeinerung der Patientendaten aus Abbildung 4.14 und Abbildung 4.18. Die Gefäßmittellinien aus dem CT werden in Grün dargestellt, während die Gefäße aus dem Ultraschall rot gefärbt sind. Die Kugeln zeigen die jeweiligen von der Verfeinerung als Korrespondenzen gefundenen Landmarken.

tere Gefäßteile als Korrespondenzen zu detektieren. In diesem Fall konnte allen im Ultraschall segmentierbaren Gefäßen (rot dargestellt) ein Gefäß aus dem CT (grün dargestellt) zugeordnet werden.

Aus der Verfeinerung der Landmarken resultiert eine hohe Anzahl zusätzlicher bijektiver Korrespondenzen, welche in Abschnitt 4.4.2.2 quantitativ evaluiert werden. Hierzu wird mit anhand der Landmarken erneut eine rigide Registrierung berechnet, deren Ergebnis in Abbildung 4.25 dargestellt ist.

Weiterhin erlaubt die Verteilung der Landmarken auf den Gefäßstrukturen die Berechnung eines Deformationsfeldes, mit dem die CT-Daten an die aktuelle Patientenanatomie aus den Ultraschallbilddaten registriert werden können.

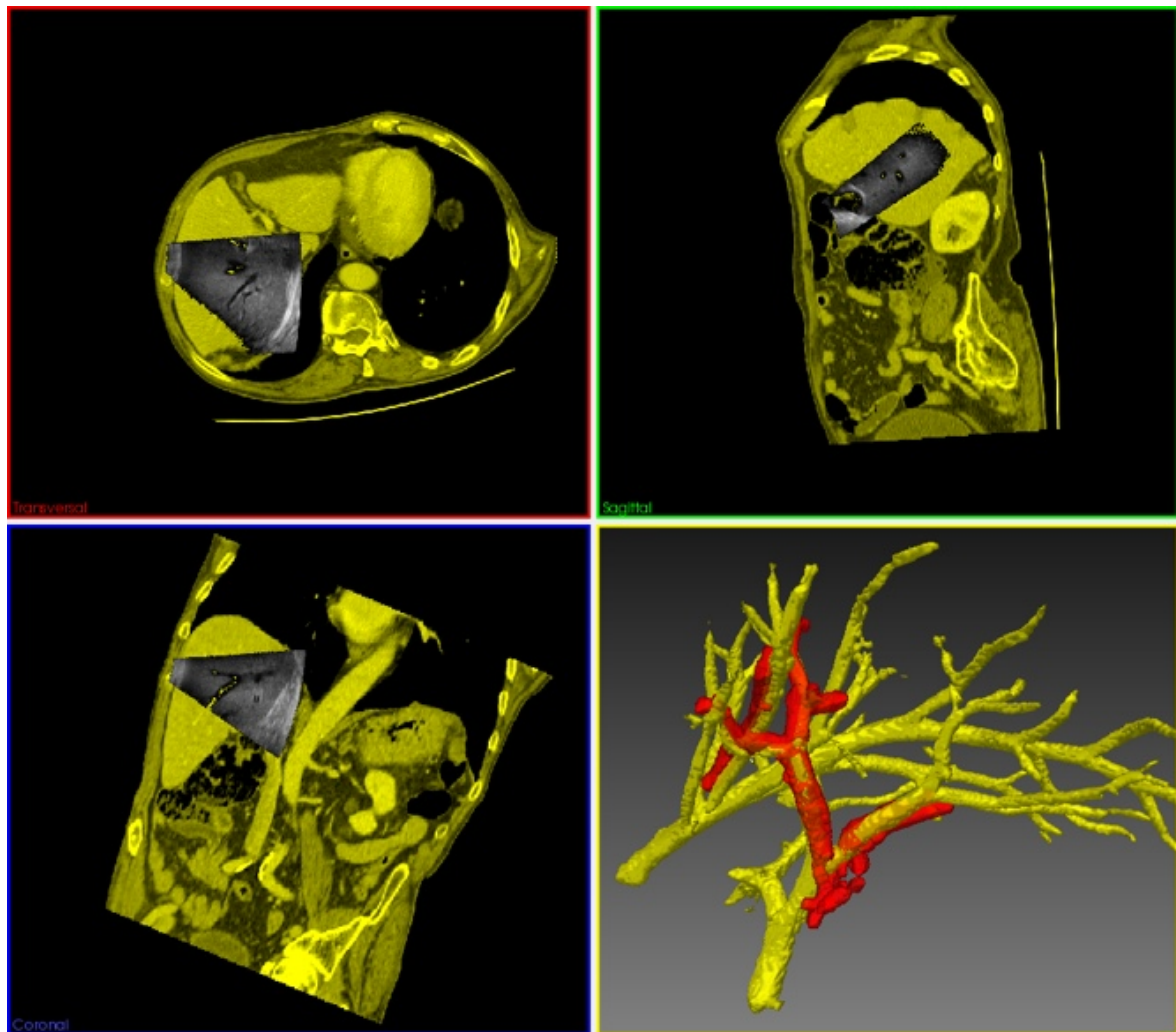


Abbildung 4.25.: Überlagerung der Ultraschall-B-Mode-Schichtbilder und des CT Datensatzes des Patienten aus Abbildung 4.15 nach der rigiden Registrierung anhand der Landmarken aus der Landmarkenverfeinerung. Die Gefäße aus dem Ultraschall sind in rot dargestellt und die CT-Daten wurden gelb eingefärbt.

4.2.2.6. Deformierbare Registrierung

Mithilfe der deformierbaren Registrierung sollen die während der Operation auftretenden Lageveränderungen der Patientenanatomie im Vergleich zum präoperativen CT ausgeglichen werden. In unabhängigen Arbeiten von Heizmann et al. [HZB⁺10] und Clements et al. [CDC⁺11] wurden im Falle der offenen Leberchirurgie Deformationen von 1-2 cm beschrieben. Heizmann et al. haben für die Messung der Deformation die Verschiebungen von Gefäßstrukturen, welche aus prä- und intraoperativen CT-Aufnahmen segmentiert wurden, bestimmt. Clements et al. kamen bei der Erfassung der Oberflächendeformation durch Laser Range Scanner zu ähnlichen Ergebnissen.

In dieser Arbeit bilden die Gefäße in der Leber die Grundlage für die Bestimmung der Organdeformation. Mithilfe der in Abschnitt 4.2.2.5 vorgestellten Verfeinerungsmethode wird eine Vielzahl an bijektiven Korrespondenzen zwischen den Blutgefäßen im CT und im Ultraschall erzeugt. Durch die Gleichverteilung entlang der Mittellinie der Gefäße beinhalten die Landmarken Informationen über den Gefäßverlauf. Die Landmarken bilden demnach Stützstellen, welche die Deformation der Gefäße beschreiben. Unter der Annahme, dass sich das Gewebe zwischen den Gefäßen mit diesen deformiert hat, kann aus den Stützstellen eine Deformation für alle in der intraoperativen Bildgebung dargestellten Teile der Leber bestimmt werden.

Das Ziel der deformierbaren Registrierung ist es, die in den Bilddaten dargestellte Anatomie möglichst korrekt aufeinander abzubilden. Hierzu ist es notwendig, eine Transformation oder auch Deformation $\vec{d}(\vec{x})$ zu bestimmen, welche jede Position \vec{x} im CT-Bild auf die dazugehörige Position im Ultraschallbild überführt. Die Transformation wird in Form eines Deformationsfeldes repräsentiert. In der Literatur werden für die Bestimmung des Deformationsfeldes am häufigsten Splines eingesetzt. Die Koeffizienten der Splines werden aus den n gegebenen korrespondierenden Punkten $\{p_{CT,i}\}$ und $\{p_{US,i}\}$ mit $i = 1, \dots, n$ und den Verschiebungsvektoren

$$\vec{d}_i = p_{US,i} - p_{CT,i} \quad (4.5)$$

zwischen den korrespondierenden Punkten berechnet. Die Verschiebungsvektoren geben dabei an, wie ein Punkt aus dem Bewegtbild verschoben werden muss, um auf sein Pendant im Zielbild abgebildet zu werden. Bei der Berechnung des Deformationsfeldes gelten ferner die folgenden Randbedingungen:

1. An den Stützpunkten soll die Transformation die Landmarken genau aufeinander abbilden.
2. Die Transformation soll zwischen den Landmarken glatt interpolieren.
3. Die Deformation erfolgt lokal.
4. Die Deformation soll außerhalb des aufgenommenen Bildbereiches nur noch global affine Koeffizienten beinhalten.

Berechnung der Deformation mit generalisierten Splines Im Rahmen dieser Arbeit wurden zwei unterschiedliche Arten von generalisierten Splines für die Deformationsberechnung verwendet. Dies sind zum einen Thin-Plate-Splines (TPS) und zum anderen die Elastic-Body-Splines (EBS). Bookstein verwendete die Thin-Plate-Splines, welche eigentlich für die Anwendung beim Design von Flugzeugen entwickelt wurden, für die Registrierung von medizinischen Bilddaten [Boo89]. Die TPS beruhen auf der Vorstellung eine unendlich dünne Metallplatte durch Kräfte an einigen Punkten so zu deformieren, dass die Spline genau durch eben diese Stützstellen verläuft und zwischen ihnen interpoliert. Die wirkenden Kräfte resultieren aus den Verschiebungsvektoren \vec{d}_i an den n Stützstellen. Die TPS erfüllen die 1., 3. und 4. der oben genannten Anforderungen. Da die Kräfte allerdings nur lokal an den Landmarken wirken, ist die berechnete Interpolation nur bei einer hohen Anzahl an Landmarken glatt.

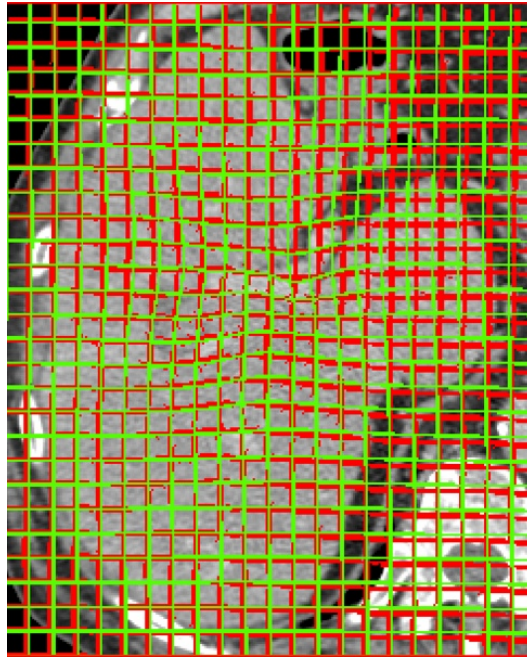


Abbildung 4.26.: Der direkte Vergleich der Deformationsberechnung anhand der wenigen Landmarken aus dem Graph Matching (rot) und den Landmarken aus der Verfeinerungsmethode (grün) zeigt, dass die Vielzahl an Landmarken eine wesentlich differenziertere Abbildung der anatomischen Veränderungen erlaubt.

Um die Interpolation besser an die physikalischen Gewebeeigenschaften anzupassen, haben Davis et al. in [DKFH97] die Elastic-Body-Splines (EBS) eingeführt. Diese beruhen auf der Grundidee der TPS, allerdings wurde die Art und Weise, wie die Kräfte die Spline beeinflussen, angepasst. Hierfür greifen Davis et al. auf die Navier-Stokes-Gleichungen [Ari89], insbesondere den Impulssatz für kompressible Fluide, zurück, welcher das Verhalten eines homogenen isotropen elastischen Körpers beschreibt, wenn auf diesen Drücke wirken. Die Theorie der beiden Splines und der Deformationsberechnung ist im Appendix C erläutert.

Mithilfe der Thin-Plate-Splines und Elastic-Body-Splines ist es möglich, das präoperative CT-Volumen so zu deformieren, dass sich die dargestellte Anatomie mit dem intraoperativen Ultraschall deckt. Hierzu wird für einen beliebigen Punkt \vec{x} im deformierten CT-Datensatz mit der Spline die Position des Punktes im rigide registrierten CT-Volumen ermittelt und der Hounsfield-Wert an dieser Stelle trilinear interpoliert.

Die hohe Anzahl an Landmarken, welche aus der oben beschriebenen Verfeinerung resultiert, erlaubt die Berechnung eines glatten Deformationsfeldes, welches die Veränderung der Organlage beschreibt. Hierzu ist in Abbildung 4.26 das Deformationsfeld als Gitterlinie über einer axialen Schicht eines CT-Patientendatensatzes dargestellt. Im direkten Vergleich fällt auf, dass durch die wenigen Landmarken aus dem Graph Matching nur eine lokale Deformation bestimmt werden kann, während die Verfeinerung der Landmarken zu einer Deformation fast der gesamten Leber führt.

Ein beispielhaftes Ergebnis der deformierbaren Registrierung der CT- und Ultraschalldaten des Patientendatensatzes aus Abbildung 4.24 ist in Abbildung 4.27 und Abbildung 4.28 gezeigt.

Auch nach der Deformationsberechnung ist eine Überlagerung der Bilddaten des Patienten, wie in Abbildung 4.28 gezeigt, möglich. Weitere Ergebnisse und quantitative Messungen der resultierenden Registrierungsfehler nach der Deformationsberechnung werden in Abschnitt 4.4.2.3 beschrieben.



Abbildung 4.27.: Ergebnis der deformierbaren Registrierung der Patientendaten aus Abbildung 4.14, Abbildung 4.18 und Abbildung 4.24. Die Gefäßmittellinien und Oberflächen aus dem CT werden in Grün dargestellt, während die Gefäße aus dem Ultraschall rot gefärbt sind. Zu beachten ist die wesentlich bessere Überlappung der Gefäße im Vergleich zu 4.18.

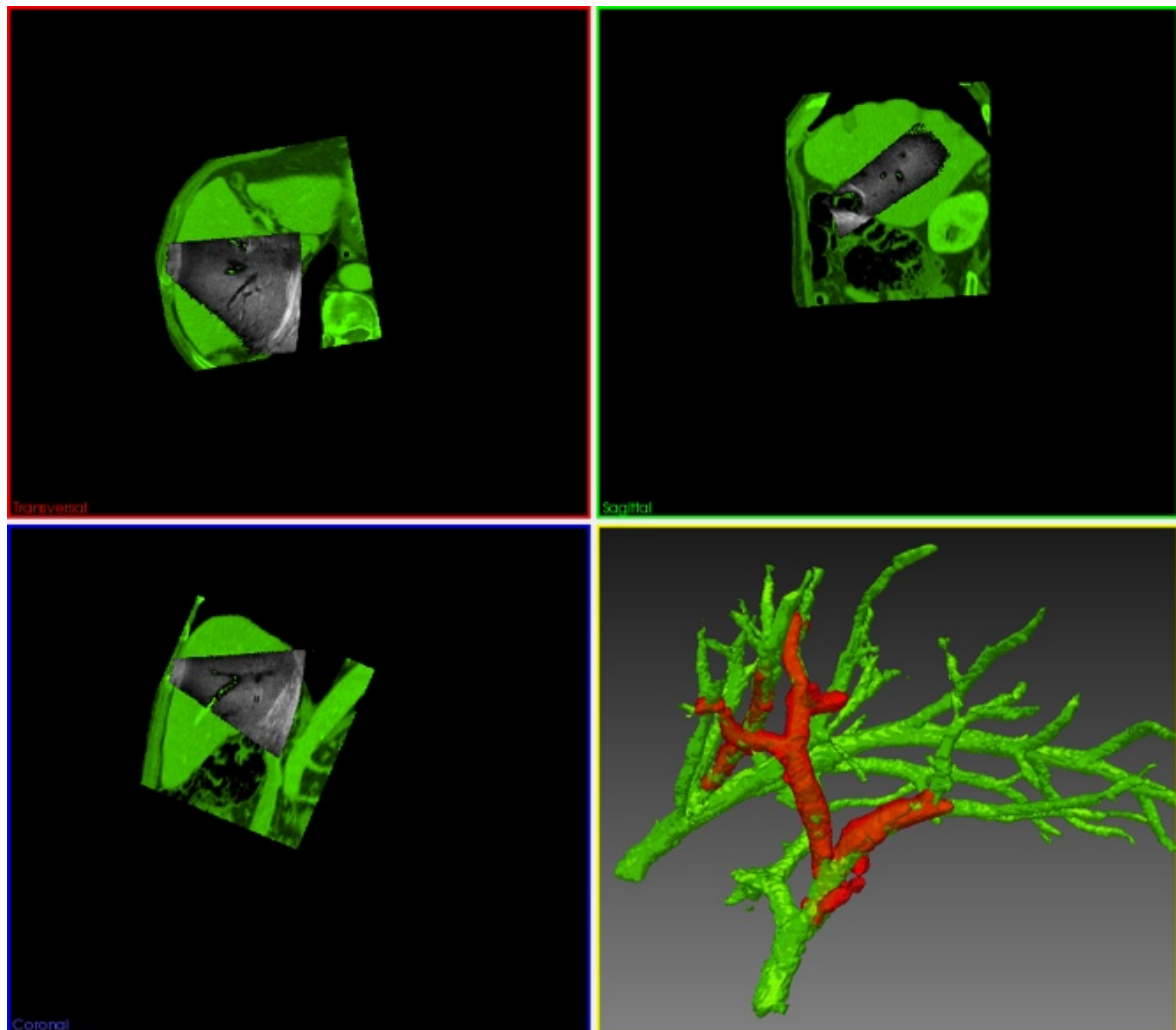


Abbildung 4.28.: Überlagerung der Ultraschall-B-Mode-Schichtbilder und des CT Datensatzes des Patienten aus Abbildung 4.15 nach der deformierbaren Registrierung anhand der Landmarken aus der Landmarkenverfeinerung. Die Gefäße aus dem Ultraschall sind in rot dargestellt und die CT-Daten wurden grün eingefärbt.

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

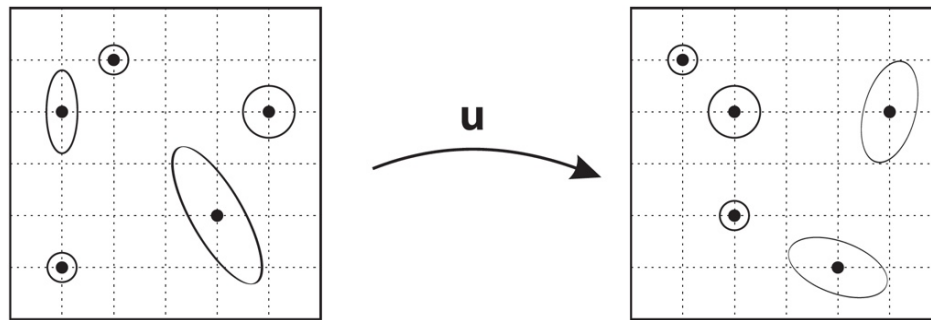


Abbildung 4.29.: Anisotrope Unsicherheiten bei der Detektion von Landmarken können in der Berechnung des Deformationsfeldes über einen Glättungsfaktor berücksichtigt werden. Quelle: [Roh00]

Approximation mit generalisierten Splines In der beschriebenen Form erzeugen die EBS (wie auch die TPS) ein Deformationsfeld, welches die Verschiebung an den bekannten Stützstellen exakt ausgleicht. Dies setzt wiederum voraus, dass die extrahierten Landmarken exakt platziert wurden. Da die Verzweigungs- und Endpunkte der Blutgefäße, ebenso wie die Gefäßmittellinie, aus der Segmentierung extrahiert wurden, sind die verwendeten Landmarken in der gefäßbasierten Registrierung inhärent fehlerbehaftet. Der Fehler einzelner Landmarken würde demnach zumindest einen Teil des Deformationsfeldes negativ beeinflussen. Abbildung 4.29 verdeutlicht dies anhand eines zweidimensionalen Beispiels. Hierbei zeigen die Kreise und Ellipsen als anisotrope Regionen um die gegebenen Punkte die Unsicherheit auf, mit der die eigentliche Punktposition detektiert wurde. Der Fehler kann dabei abhängig von der Detektionsmethode im CT und Ultraschall unterschiedlich ausgeprägt sein.

Um den Fehler bei der Anpassung der Spline auszugleichen, haben Sprengel et al. in [SRS96] vorgeschlagen, die TPS-Interpolation der Stützstellen in eine Approximation abzuwandeln. Hierfür wurde ein neuer Parameter für die Steifheit der Spline $\lambda > 0$ eingeführt. Wird λ sehr klein gewählt, so approximiert die Spline die Stützstellen sehr gut. Je größer λ wird, desto mehr glättet die Spline zwischen den Verschiebungsvektoren der einzelnen Landmarken. Diese Erweiterung der TPS lässt sich leicht auf die EBS übertragen (siehe Appendix C Abschnitt C.3).

Eindämmung der Deformationsberechnung Das Deformationsfeld wird für den Bereich des CTs berechnet, der die gesamte Leber beinhaltet. Da dieses Subvolumen über einen Quader repräsentiert wird, schließt es auch umgebendes Gewebe und Knochenstrukturen mit ein. Die Berechnung des Deformationsfeldes tendiert bei der Extrapolation in den Bereich außerhalb bekannter Landmarken dazu, die Deformation linear weiter zu tragen und diese abhängig von den zuletzt berechneten Werten gegebenenfalls sogar linear ansteigen zu lassen. Es ist allerdings nicht möglich, die Deformationswerte außerhalb der durch die Landmarken definierten Region oder des vom Ultraschall erfassten Bereiches auf Null zu setzen, da dann das Kontinuitätskriterium nicht mehr erfüllt wäre und unnatürliche Deformationen des CTs auftreten würden.

Aus diesem Grund wurde in dieser Arbeit erstmals eine Eindämmung der Deformationsberechnung auf den Bereich der Leber, welcher durch korrespondierende Gefäßstrukturen repräsentiert wird, umgesetzt. Nur in diesem Bereich können anhand des Gefäßverlaufes Aussagen über die eigentliche Deformation der Leber getroffen werden. Die Deformation des umliegenden Gewebes sollte daher weitgehend vermieden werden. Hierzu wird jeweils die Bounding Box um die verfeinerten Landmarken aus dem CT- und dem Ultraschall Datensatz berechnet. Aus diesen beiden Bounding Boxen lässt sich wiederum die Schnittmenge berechnen und auch um diese eine Bounding Box definieren (siehe Abbildung 4.30). Im Anschluss wird an allen acht Ecken dieser Box jeweils ein

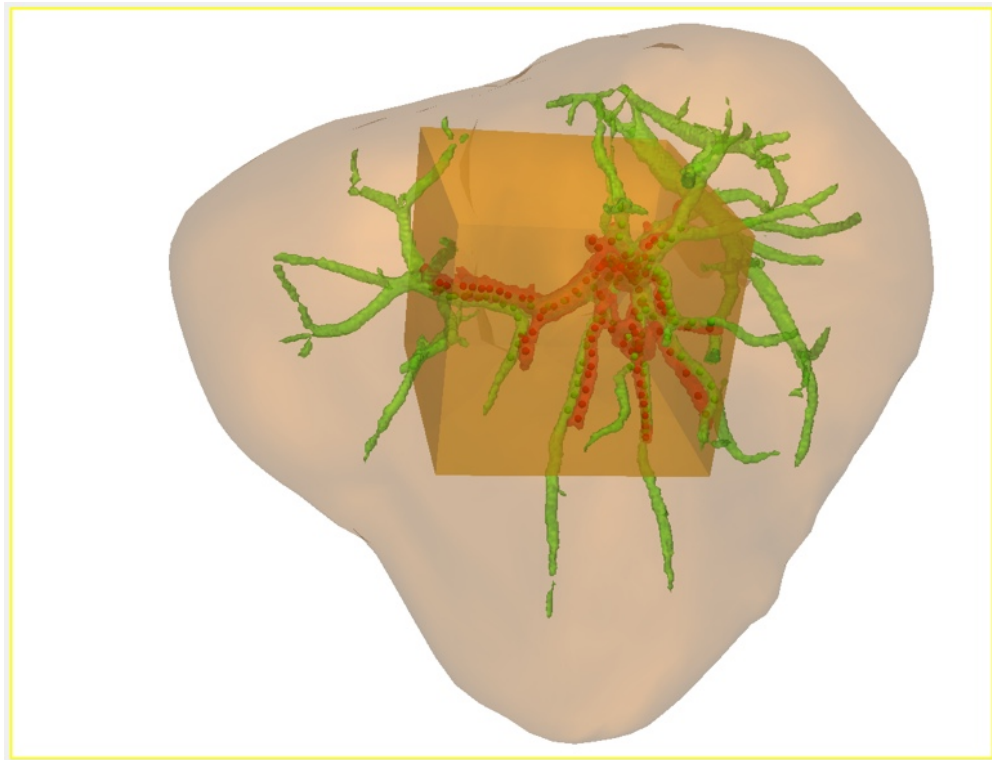


Abbildung 4.30.: Die Eindämmung der Deformationsberechnung erfolgt anhand zusätzlicher Landmarken an den Ecken der einhüllenden Box (orange) um die Landmarken aus CT (grün) und Ultraschall (rot).

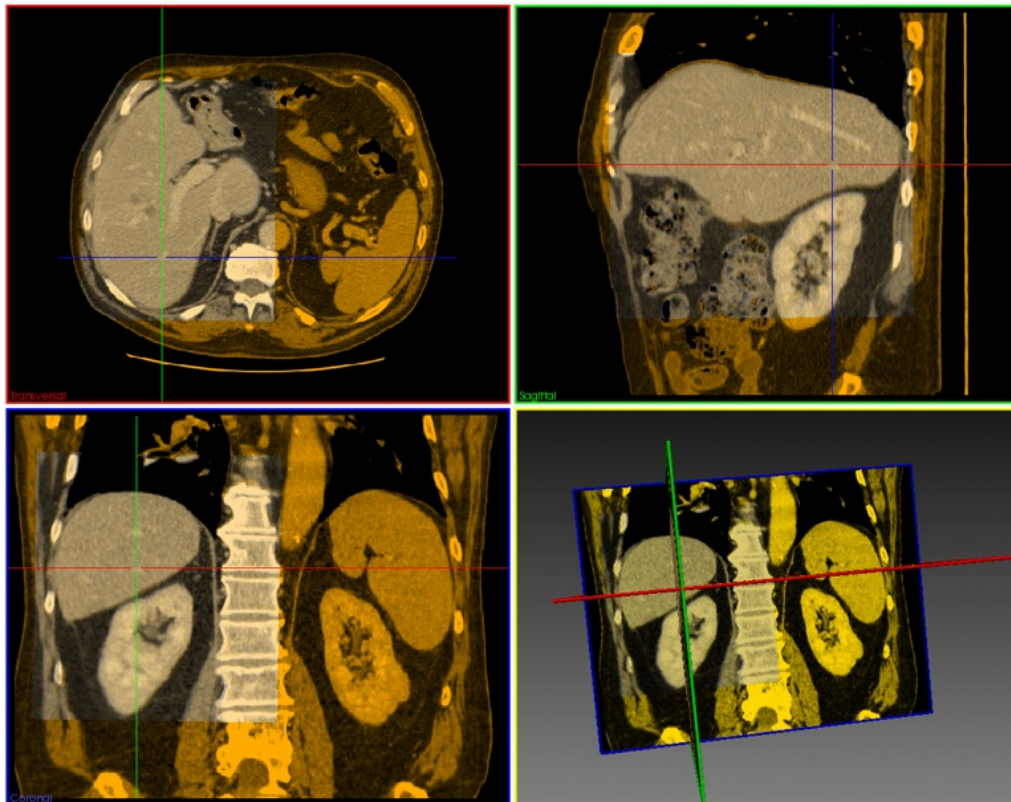
zusätzliches Landmarkenpaar für das Ultraschall- und das CT-Volumen erzeugt und somit die Lage dieser korrespondierenden Landmarken auf die gleiche Position im Raum definiert. Das Resultat ist eine lokale Unterdrückung von Deformationen, welche in die Berechnung der Spline-Transformation mit eingeht.

Diese zusätzlichen Landmarken stützen die Deformation in beide Richtungen, so dass Deformationen außerhalb des Bereiches relativ gering gehalten werden und innerhalb des zu deformierenden Subvolumens kontinuierlich bleiben. Dies ist im direkten Vergleich der Deformation eines Patienten-CTs in Abbildung 4.31 gezeigt. Hierbei wurde einmal mit den zusätzlichen Landmarken deformiert, woraus eine nur geringe Deformation des umgebenden Gewebes resultiert. Erfolgt keine Eindämmung der Deformationsberechnung, so dehnt sich die Deformation weit ins umliegende Gewebe und sogar auf die Knochenstrukturen aus, was eine völlig unrealistische Verzerrung der dargestellten Anatomie zur Folge hat. In beiden Fällen wurden die für die Registrierung verwendeten Gefäßstrukturen aufeinander abgebildet.

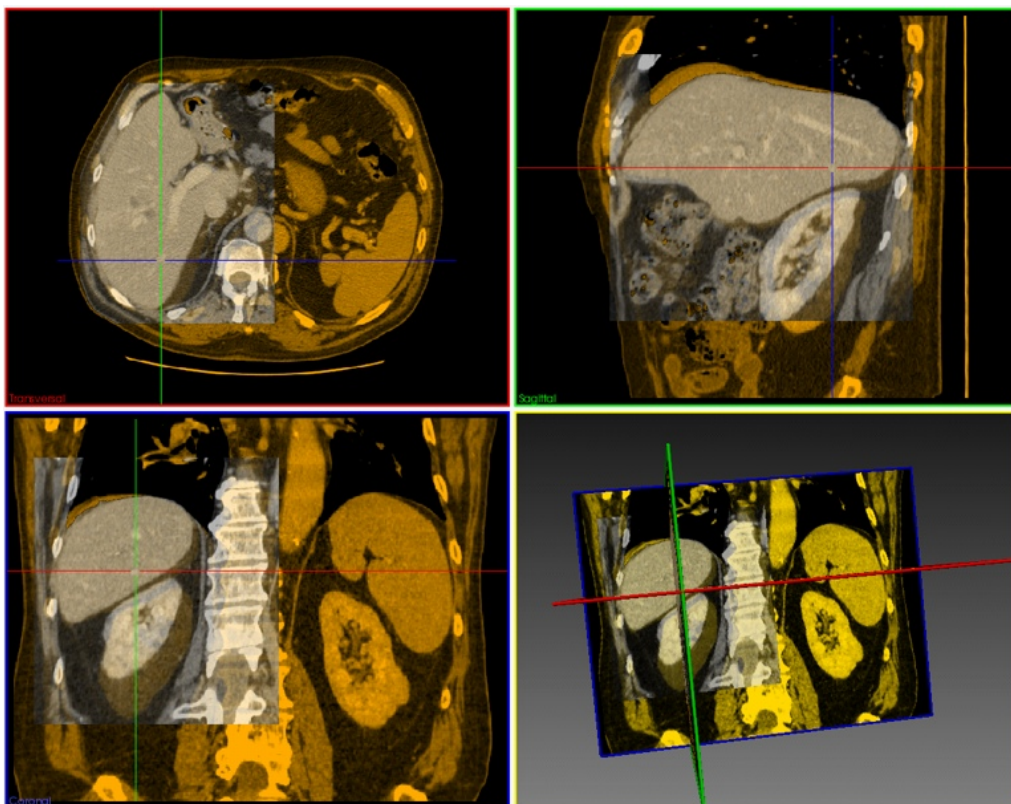
4.3. Integration für die perkutane Leberintervention - LiverLab

Die Grundlage für die Entwicklungen in der Arbeitsgruppe Cognitive Computing & Medical Imaging am Fraunhofer IGD bildet die Open-Source-Plattform Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK), welche von der Abteilung Medizinische und Biologische Informatik des Deutschen Krebsforschungszentrums (DKFZ) entwickelt wird. MITK baut selbst auf den Open-Source-Bibliotheken Insight Toolkit (ITK) und Visualization Toolkit (VTK) der Firma Kitware, Inc. auf. Durch eine Modulschicht im MITK ist es möglich, die Anwendung um neue Funktionalitäten zu erweitern.

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten



(a) Deformation mit den zusätzlichen Landmarken zur Eindämmung



(b) Deformation ohne die zusätzlichen Landmarken zur Eindämmung

Abbildung 4.31.: Effekt der Eindämmung auf die Deformation des CT-Datensatzes. Das rigide registrierte CT ist in Gelb und das deformierte CT in Weiß dargestellt.

Das Ziel der entwickelten LiverLab Umgebung ist es, die deformierbare Registrierung zwischen prä- und intraoperativen Bilddaten der Leber zu automatisieren. LiverLab wurde im Rahmen der Kooperation mit dem Medizingerätehersteller Esaote S.p.A. und der MedCom GmbH, Darmstadt, Deutschland, einer ehemaligen Ausgründung des Fraunhofer IGD in Darmstadt, entwickelt.

Die LiverLab Software soll dabei die Lücke zwischen der Aufnahme des intraoperativen Ultraschalls mit dem Esaote Gerät und der intraoperativen Navigation mit der MedCom Software NaviSuite® schließen, für welche bisher die Notwendigkeit einer manuellen rigiden Registrierung der Bilddaten durch den Chirurgen bestand. Der Einsatz der LiverLab Umgebung erfolgt dabei sowohl vor dem eigentlichen Eingriff als auch im Operationssaal, während perkutan durchgeführter Ablationen der Lebertumore.

In LiverLab wurde die Modularisierung von MITK verwendet, da die für eine automatisierte gefäßbasierte Registrierung notwendigen Algorithmen von mehreren Mitarbeitern der Arbeitsgruppe entwickelt wurden. So wurden bisher vier Funktionalitäten in LiverLab aufgenommen, welche die folgenden Schritte implementieren:

- Lebersegmentierung aus CT-Bilddaten [ESKW10]
- Gefäßsegmentierung aus CT-Bilddaten [DOL10c, DOLW13]
- Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten [KLDW12, KOLW13]
- rigide und deformierbare Registrierung von CT und Ultraschall [KKOLW13]

Die ersten beiden Schritte werden präoperativ ausgeführt. Die Verarbeitung der Ultraschalldaten wurde als semiautomatische Methode umgesetzt, bei der durch den Nutzer ein Punkt innerhalb der Gefäße vorgegeben werden muss. Sowohl die Gefäßsegmentierung aus den Ultraschallbilddaten als auch die Registrierung beider Modalitäten erfolgt intraoperativ.

Um den Anwender, im Falle von LiverLab ist dies meist ein Service-Techniker von Esaote, durch die Software und die notwendigen Schritte zu leiten, wurden die Funktionalitäten in zwei Programmgruppen „Segmentation“ und „Registration“ aufgeteilt, welche nacheinander ausgeführt werden (siehe Buttons auf der rechten Seite in Abbildung 4.32). Der Button „Planning“ bietet eine Übersicht über die Funktionalitäten zur Operationsplanung. Der Button „Ultrasound“ repräsentiert eine Funktionalität über die Ultraschallgeräte angesprochen werden können, sofern der Hersteller des Gerätes eine Programmierschnittstelle (Advanced Programming Interface, API) anbietet. Dies erlaubt es, die Ultraschallbilddaten direkt abzugreifen und mithilfe des elektromagnetischen Trackings Volumendaten zu rekonstruieren.

Mit LiverLab wurde ein integrierter Ansatz verfolgt, bei dem die einzelnen Funktionalitäten benötigte Daten untereinander austauschen. Hierfür stellt das MITK mit dem sogenannten Datastorage ein Objekt bereit, in dem die Bilddaten und daraus berechnete Daten in Form eines Graphen gespeichert werden können. Für den Zugriff auf die Daten im Datastorage wurde eine einheitliche Benennung der Bilddaten vereinbart. Auf diese Weise ist es möglich, die einzelnen Prozessschritte, welche von den Funktionalitäten abgebildet werden, nacheinander auszuführen und jeweils nur einmal den zu verarbeitenden CT- oder Ultraschalldatensatz auszuwählen. Auf alle daraus generierten Daten kann über den Namen des Datensatzes und vorgegebene Bezeichnungen automatisch mithilfe des Datastorage zugegriffen werden.

Die Kommunikation von CT- und Ultraschallbilddaten mit dem Ultraschallgerät erfolgt nach dem DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) Standard. Dies gilt sowohl für die Originaldaten, welche in LiverLab importiert werden, als auch für das deformierte CT-Volumen, welches nach der elastischen Registrierung wieder an das Schallgerät exportiert wird.

Die Übertragung der initialen Registrierung und der gefäßbasierten rigiden Registrierung erfolgt anhand einer sogenannten Konfigurationsdatei, welche in der MedCom Software NaviSuite® verwendet wird, um die prä- und intraoperativen Bilddaten zueinander auszurichten. Hierfür existieren zuvor festgelegte Textbausteine in der Form:

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

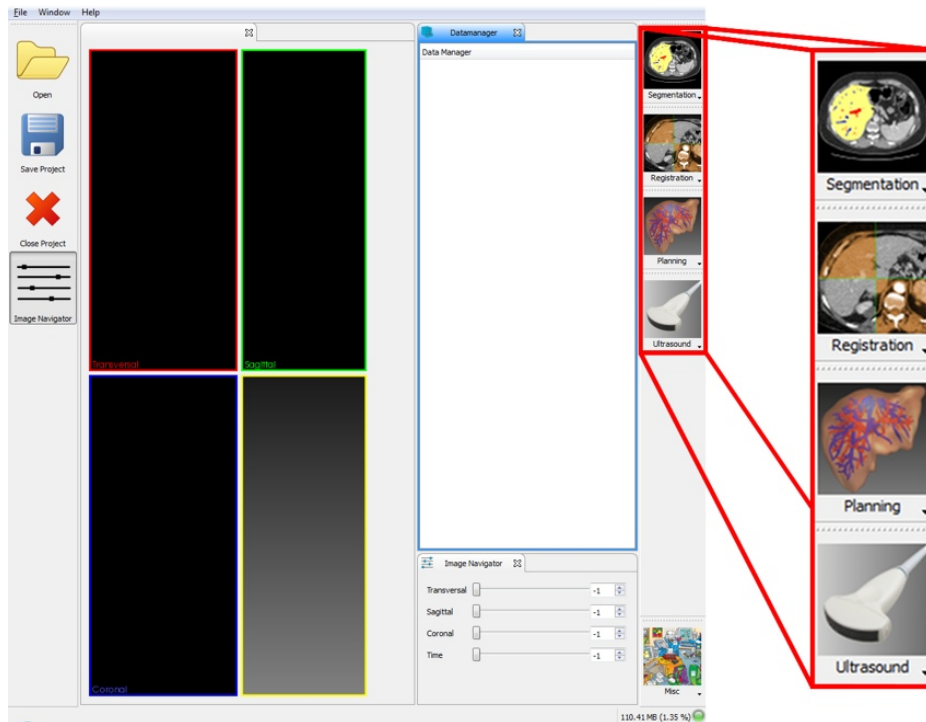


Abbildung 4.32.: Graphische Benutzeroberfläche der LiverLab Applikation.

ke_volume_reg_shift	-90.0\1.519018\ -116.204882
ke_volume_reg_rot	0.000000\0.000000\94.000000
ke_volume_reg_shift_delta	89.1168\ -27.4267\ -88.7744
ke_volume_reg_rot_delta	2.1452\ -321.236\76.0261

Hierbei bezeichnet ke_volume_reg_shift die Translation des CT-Datensatzes entlang der x\y\z-Achse. Die Zeile ke_volume_reg_rot gibt die Werte für die Rotation des Volumens um die x\y\z-Achse an. Diese Werte werden von LiverLab ausgelesen, um die initiale Registrierung der Volumen und damit auch der extrahierten Gefäßstrukturen herzustellen. Dies ist eine wichtige Grundlage für das graphbasierte Matching.

Die Bezeichner ke_volume_reg_shift_delta und ke_volume_reg_rot_delta werden nach der rigiden Registrierung durch LiverLab geschrieben. Sie beinhalten eine Translation und Rotation des CT-Volumens entlang bzw. um die x\y\z-Achse als Offset zur initialen Registrierung. Diese Daten können von NaviSuite[®] verwendet werden, um die Bilddaten auf dem Ultraschallgerät korrekt zueinander ausgerichtet zu visualisieren. Weiterhin werden mit dieser rigiden Transformation auch Tumormodelle im Raum verschoben, falls diese zusammen mit den Ultraschalldaten während der Platzierung der Nadel dargestellt werden sollen. Die rigide Registrierung bildet auch die Grundlage für die Darstellung des deformierten CTs in NaviSuite[®]. Die CT-Daten im DICOM Format beinhalten zwar diese rigide Registrierungsinformation bereits, allerdings werden diese Lageinformationen von NaviSuite[®] nicht ausgewertet, da das programminterne Koordinatensystem vom Standard DICOM Koordinatensystem abweicht.

Sowohl die Kommunikation der DICOM-Bilddaten als auch die der Konfigurationsdatei erfolgt zwischen den beiden Programmen über das TCP/IP Protokoll. Die dabei übertragenen Daten können wiederum direkt im Datastorage abgelegt werden und stehen somit allen Funktionalitäten zur Verfügung.

4.4. Ergebnisse

Dieser Abschnitt geht auf die Ergebnisse der beiden umgesetzten Registrierungsverfahren für Ultraschalldaten ein. Für das Anwendungsszenarium der laparoskopischen partiellen Nephrektomie wurde hierbei untersucht, inwieweit Elastographieaufnahmen für die bildbasierte Registrierung geeignet sind. Im Bereich der Leberchirurgie wurde untersucht, ob eine automatisierte deformierbare Registrierung anhand der Lebergefäße möglich ist und welche Genauigkeit erreicht werden kann.

4.4.1. Bildbasierte Registrierung: B-Mode vs. Elastographie

Für die Evaluation der bildbasierten Registrierung von CT- und Ultraschallbildern wurden ex-vivo Schweinenierenphantome verwendet, welche zunächst in Abschnitt 4.4.1.1 näher beschrieben werden. Das Ziel der Untersuchung ist es, die Registrierbarkeit von Ultraschall-B-Mode- und Elastographieaufnahmen der Niere zu vergleichen. Hierbei soll gezeigt werden, ob die in Abschnitt 4.2.1.1 beschriebene stärkere visuelle Ähnlichkeit zwischen Elastographie und CT für die bildbasierte Registrierung ausgenutzt werden kann.

4.4.1.1. Phantome für die Bildgebung und Datengenerierung

Für die Evaluation der bildbasierten Registrierung und der Navigation in der laparoskopischen Nierenchirurgie kamen zwei verschiedene Arten von Nierenphantomen zum Einsatz.

Um die Anatomie der Niere in den Phantomen für die bildbasierte Registrierung möglichst realistisch nachzubilden, wurden an der Johns Hopkins University Nierenphantome basierend auf ex-vivo Schweinenieren präpariert [KSW⁺09]. Eine detaillierte Beschreibung der Phantome und deren Herstellung findet sich im Appendix in Abschnitt D.1.

Für die Untersuchung der Registrierbarkeit beider Ultraschallbildgebungen wurden Markierungen in den Phantomen herangezogen. Da diese in allen drei Volumendaten sichtbar sind, konnte die Korrektheit der Registrierung auf diese Weise visuell überprüft werden. Weiterhin wurde bei den berechneten Translationswerten des Optimierers darauf geachtet, dass diese den künstlich herbeigeführten Offset wieder rückgängig gemacht haben. Hinzu kommt, dass auch die berechneten Metrikwerte untersucht werden können, um sicherzustellen, dass der Simplex Algorithmus das Optimum gefunden hat und nicht auf einem Plateau im Metrikraum verharret ist. Abbildung 4.33 zeigt die Überlagerung von Elastographie- und CT-Bilddaten des ex-vivo Nierenphantoms nach der erfolgreichen rigiden Registrierung.

Die Haltbarkeit der ex-vivo Phantome betrug zwischen drei und sieben Tagen bei Lagerung im Kühlschrank. Der Fortschritt des Verwesungsprozesses ließ sich allerdings nicht vorhersagen. Aus diesem Grund wurden zur späteren Evaluation der Visualisierung eigene Phantome aus Kunststoff entwickelt, welche im Appendix in Abschnitt D.2 näher beschrieben werden.

4.4.1.2. Bildgebung

Für die Bildgebung der Phantome wurden zwei verschiedene Ansätze verfolgt, welche im Appendix in Abschnitt D.3 detailliert beschrieben werden. Zunächst erfolgte die Bildgebung mithilfe eines Roboters, welcher die Aufnahme einer Vielzahl paralleler Ultraschallbilder ermöglichte. Hierdurch war eine Rekonstruktion des Ultraschallvolumens leicht möglich.

Im späteren Verlauf des Projektes war es durch die Verwendung des elektromagnetischen Trackingsystems und die Implementierung einer Elastographiesoftware durch die Projektpartner der JHU (siehe Abschnitt 4.2.1) möglich, sowohl B-Mode- als auch Elastographievolumen mit einer freihändig geführten Schallsonde zu akquirieren (siehe Abbildung 4.34).

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

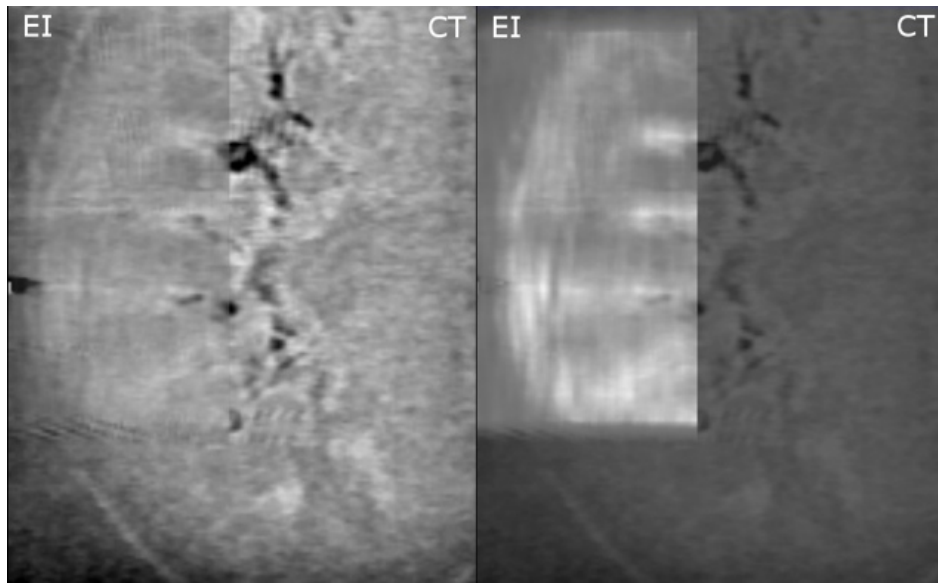


Abbildung 4.33.: Registrierungsergebnis der rigiden Registrierung von CT- und Elastographiebilddaten der Niere. Die Bildinhalte der Modalitäten werden mit unterschiedlicher Transparenz dargestellt. Die anatomisch korrekte Ausrichtung der in den Bilddaten sichtbaren Strukturen ist eindeutig zu erkennen. Weiterhin wird die Ähnlichkeit in der Anatomiedarstellung ersichtlich.

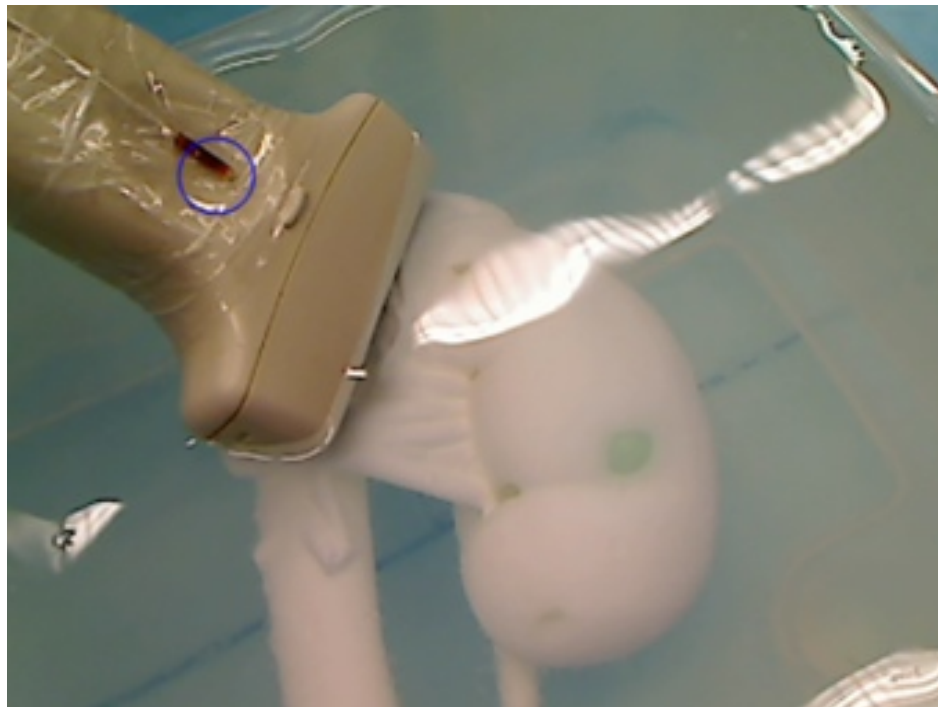


Abbildung 4.34.: Elektromagnetisches Tracking der Ultraschallsonde für die Rekonstruktion von Volumendaten aus Freihandaufnahmen. Quelle: [No10]

4.4.1.3. Metrik und Optimierung

Die Berechnung der Mattes-Mutual-Information als Ähnlichkeitsmaß während der Registrierung wurde wie folgt parametrisiert. Aus dem überlappenden Bereich des CT-Datensatzes und der Ultraschallvolumen wurden zufällig ca. 10 000 korrespondierende Voxelpaare bestimmt, was etwa 0,5 % aller Voxel aus den Ultraschallvolumen und 1 % der Voxel aus dem CT-Volumen entspricht. Die Hounsfield- bzw. Helligkeitswerte dieser Voxel wurden in ein Histogramm mit 24 Bins eingefügt. Für die Bestimmung korrespondierender Voxelwerte wurde auf eine trilineare Interpolation zurückgegriffen.

Der für die Optimierung der Registrierung eingesetzte Simplex wurde in seiner Startgröße mit Deltawerten zwischen 2 und 6 initialisiert. Die Toleranz für die Parameterkonvergenz wurde auf 0,01 und die Toleranz für die Konvergenz der Metrikwerte auf 0,001 gesetzt. Der Simplex führte maximal 200 Iterationen aus, falls die Toleranzen nicht zuvor bereits unterschritten wurden.

Während die eigentliche Registrierung der Bilddaten rigide, also mit sechs Freiheitsgraden erfolgt, wurde der Suchraum des Nelder-Mead-Simplex-Optimierers für die im Folgenden beschriebenen Experimente auf drei Freiheitsgrade beschränkt. Aufgrund der Ultraschallakquisition mit dem Roboter konnten die drei Freiheitsgrade der Rotation ausgelassen werden, da nur translatorische Verschiebungen zwischen den CT- und Ultraschalldaten auftreten konnten. Der Suchraum ist demnach $M \subset \mathbb{R}^3$. Ein Vorteil der Betrachtung der translatorischen Registrierung ist es, dass die Verfolgung der Schritte des Simplex innerhalb des Suchraumes einfach fällt. Hierdurch wird ein Vergleich der Registrierung von B-Mode- und Elastographieaufnahmen des Phantoms möglich. Es ist jedoch zu beachten, dass mit einer rigiden Registrierung mögliche auftretende Deformationen des Phantoms, verursacht durch die Kompression mit der Schallsonde für die Elastographieberechnung, nicht ausgeglichen werden können.

4.4.1.4. Experimente und Ergebnisse

Für die Evaluation der bildbasierten Registrierung wurden aus den Ultraschall- und CT-Daten Subvolumen geschnitten. Die Ultraschallvolumen hatten eine Größe von $34 \times 29 \times 64 \text{ mm}^3$ und die Größe des CT-Volumens betrug $72 \times 29 \times 90 \text{ mm}^3$. Die Größe der Ultraschalldaten wurde mit der Absicht gewählt, realistische, intraoperativ mit einem laparoskopischen Ultraschallkopf erstellte, Volumen zu simulieren. Hierbei wird direkt auf der Organoberfläche gescannt und es ist nur möglich einen kleinen Teil der Niere im Volumen zu erfassen. Aus diesem Grund ist in den beschnittenen Volumen auch fast nur Nierengewebe und nicht die umgebende Gelatine sichtbar. Das CT wurde in der Art beschnitten, dass das Ultraschallvolumen in das CT-Volumen hineinpasst und der im Ultraschall sichtbare Teil der Niere auch im CT sichtbar ist.

Um die Registrierbarkeit der Bilddaten zu untersuchen, wurden vier Experimente durchgeführt. Das Ziel war es herauszufinden, ob Elastographiedaten besser für eine Registrierung mit CT-Daten geeignet sind als B-Mode-Bilddaten der Niere. Hierzu wurden die Daten zunächst anhand der künstlich in die Phantome eingebrachten Fiducials² und der Nierenoberfläche manuell registriert.

In einem ersten Experiment wurde versucht, die CT-Bilddaten an den B-Mode-Ultraschall anzupassen. Da die B-Mode-Bilddaten die Gradienten der akustischen Impedanz wiedergeben, wurden aus den CT-Daten die Gradienten in x- und y-Richtung mit dem Marr-Hildreth-Operator (auch Laplacian of Gaussian) mit $\sigma = 0.2$ als korrelierende Bildinformation berechnet (siehe Abbildung 4.35). Die Ähnlichkeit der Bilddaten bei der Registrierung wurde mithilfe der Mittleren-Quadratischen-Abweichung und der Mattes-Mutual-Information bestimmt.

Das Registrierungsproblem soll von einem lokalen Optimierungsverfahren gelöst werden, welches wiederum die Metrik verwendet, um die Güte der Registrierung abzuschätzen. Zwar hat Rohlfing

²optische Referenzmarkierungen

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

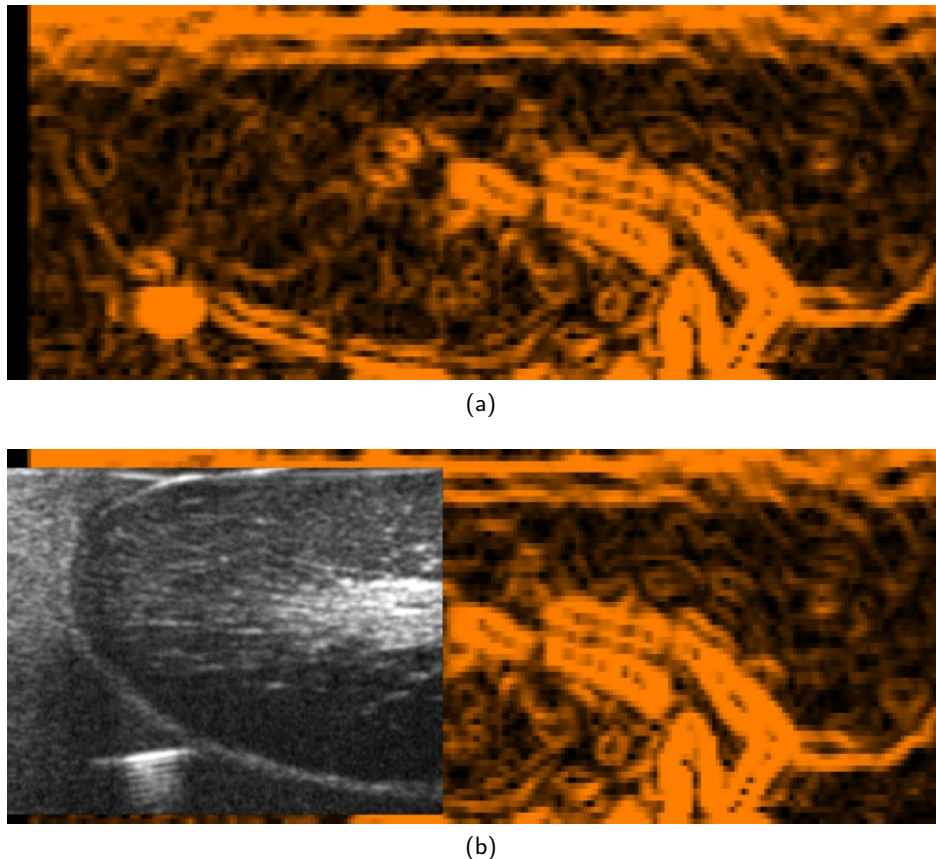
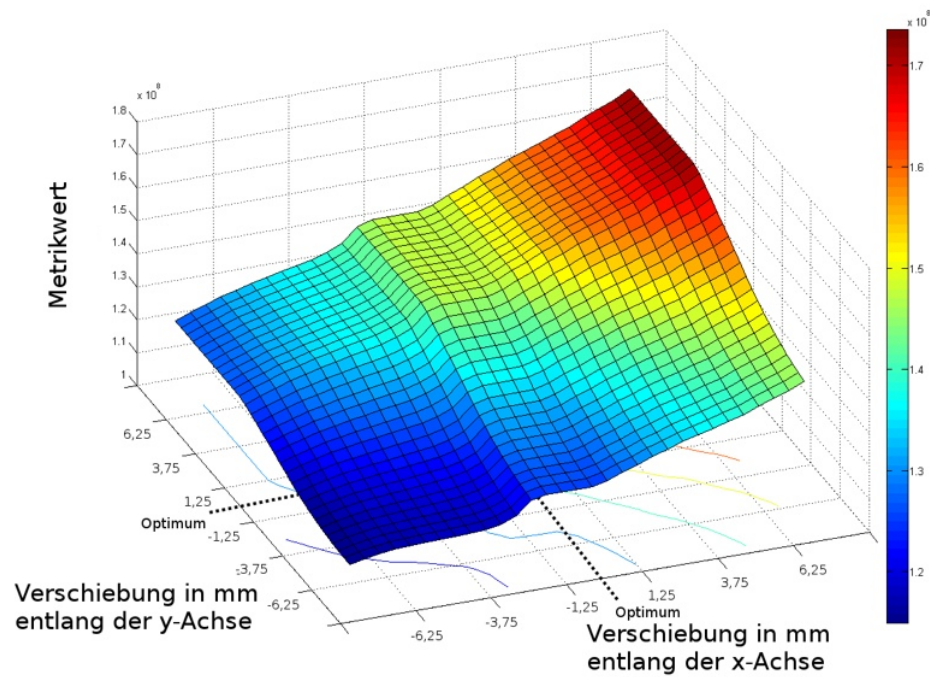


Abbildung 4.35.: Darstellung einer Schicht durch das gradientengefilterte CT-Volumen (a) und der Überlagerung mit der korrespondierenden Schicht aus dem B-Mode-Volumen (b).

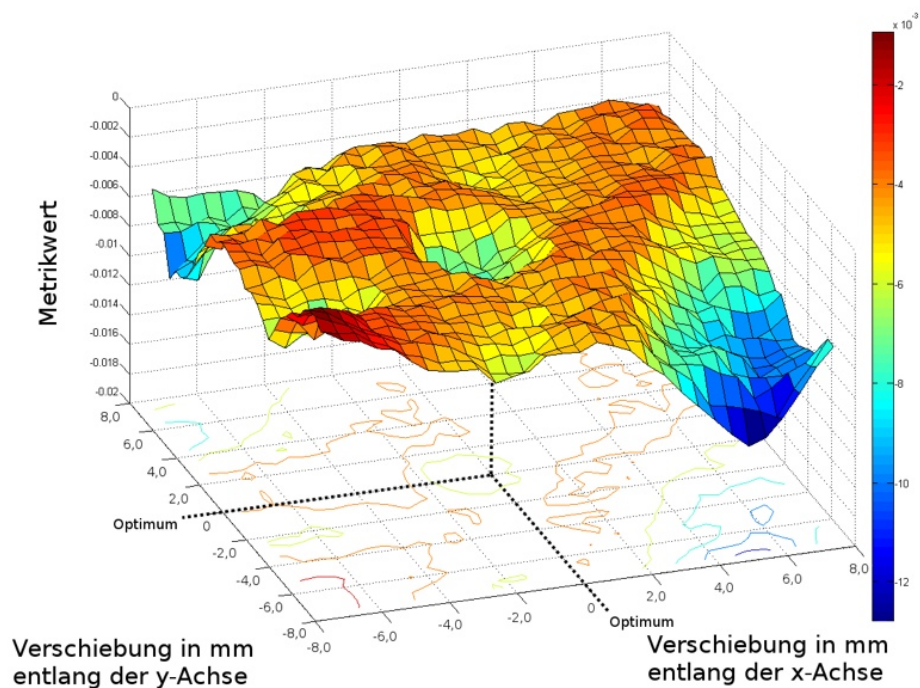
[Roh12] in seiner Arbeit gezeigt, dass sich die Korrektheit einer Registrierung nicht allein anhand des verwendeten Ähnlichkeitsmaßes bestimmen lässt, allerdings ist es dennoch eine notwendige Voraussetzung, dass die Metrikfunktion im Bereich der optimalen Registrierung zumindest auch ein lokales Minimum aufweist und somit die Lösung des gegebenen Problems ermöglicht.

Um dies zu untersuchen, wurde der Parameterraum der Translation für beide Metriken mit einer erschöpfenden Suche analysiert. Hierzu wurde ausgehend von der manuell erstellten Positionierung der Volumen ein Suchraum für diese erschöpfende Suche definiert. Dieser umfasst 15 Schritte von je 0,5 mm in jede der sechs Raumrichtungen. An jeder Position im Raum wurde mit den oben genannten Parametern der jeweilige Metrikwert berechnet. Das Resultat des Experimentes ist eine Abtastung des Metrikraumes um das gesuchte Optimum, welches zuvor durch die manuelle Registrierung definiert wurde.

Trotz der visuellen Ähnlichkeit des B-Mode-Volumens und des CTs nach der Gradientenberechnung führte die Registrierung der Bilddaten im Falle der Mittleren-Quadratischen-Abweichung nie zum Ziel. Bei Verwendung der Mattes-Mutual-Information war die Fehlerrate sehr hoch. Dies lässt sich mit Blick auf die in Abbildung 4.36 dargestellten Metrikräume begründen. Im Falle der Mittleren-Quadratischen-Abweichung liegt es am Fehlen jeglicher Capture Range, also dem Bereich des Metrikraumes, von dem aus der Optimierer auf jeden Fall das globale Optimum erreicht, da beide Volumen ausschließlich Gradienteninformation beinhalten und die Abbildung der Kanten aufeinander zu einer glatten Metrikfunktion führt (siehe Abbildung 4.36a). Bei der Translation der Volumen gleiten die Kanten übereinander. Es existiert lediglich ein kleines Plateau in der Nähe des gesuchten Optimums im Zentrum des abgetasteten Metrikraumes. Das Resultat ist ein diagonales



(a) Mittlere-Quadratische-Abweichung



(b) Mattes-Mutual-Information

Abbildung 4.36.: Projektion der minimalen Metrikwerte aller Translationen entlang der z-Achse für die Mittlere-Quadratische-Abweichung und die Mattes-Mutual-Information der gradientengefilterten CT-Bilddaten und des B-Mode-Ultraschallvolumens des Nierenphantoms.

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

Wegrutschen der CT-Bilddaten über das Ultraschallvolumen. Die Berechnung der Mattes-Mutual-Information zeigt ein ähnliches Bild, wie die Registrierung der B-Mode- und CT-Bilddaten ohne Gradientenberechnung (vergleiche Abbildung 4.39a). Allerdings ist das gesuchte Optimum im Zentrum noch weniger ausgeprägt (siehe Abbildung 4.36b). Um diese Probleme zu überwinden, gehen die in der Literatur beschriebenen Ansätze zur B-Mode- und CT-Registrierung noch weiter, indem B-Mode-Ultraschall aus CT-Bilddaten simuliert wird [WKC⁺07, WBK⁺08].

In einem zweiten Experiment wurde die Stabilität der Registrierbarkeit von B-Mode- und Elastographiebilddaten untersucht. Ausgehend von der manuell erstellten Positionierung der Volumen wurden Verschiebungen des Ultraschallvolumens ausgeführt. An diesen Offset Transformationen wurden rigide Registrierungen mit dem Downhill-Simplex-Verfahren nach Nelder und Mead und den oben genannten Einstellungen gestartet. Zunächst wurden die Verschiebungen einzeln entlang der x- und der y-Achse im Bereich von -8 mm bis +12 mm durchgeführt. Im Anschluss daran erfolgten Permutationen von Verschiebungen um ± 2 mm und ± 4 mm entlang aller Raumachsen. Den Abschluss bildete ein Test, bei dem die Bilddaten um ± 2 mm entlang der x- und y-Achse und um ± 4 mm entlang der z-Achse verschoben wurden. Insgesamt wurden 40 Testläufe durchgeführt.

Aus Tabelle 4.4 wird deutlich, dass die Registrierung bei der Verwendung von Elastographiebilddaten wesentlich häufiger zum Ziel führte als im Falle der B-Mode-Daten. Allerdings ist die Erfolgsrate mit etwas über 50 % noch immer zu gering für einen robusten intraoperativen Einsatz.

Tabelle 4.4.: Vergleich der Registrierbarkeit von Elastographie- und B-Mode-Bilddaten. Jeweils angegeben ist die Anzahl an Testläufen.

Modalität	erfolgreich	Anpassung notwendig	fehlgeschlagen
Elastographie	20	2	18
B-Mode	4	6	30

Abbildung 4.37 fasst die Resultate der 40 durchgeführten Testläufe für Registrierungen mit vorgegebenen Offset-Translationen zusammen.

Um mit den B-Mode-Volumen korrekte Registrierungen zu erhalten, mussten die Parameter des Simplex häufig an das gegebene Registrierungsproblem angepasst werden. Da im Allgemeinen jedoch kein Vorwissen über die gesuchte Transformation vorliegt, kann eine solche Anpassung beim Einsatz in einem echten Szenario jedoch nicht erfolgen. Als Beispiel sei die Translation des Ultraschalls in y-Richtung genannt. Hier musste der Simplex mit einem Deltawert von 0 sowohl für die x- als auch für die z-Richtung initialisiert werden. Dies entspricht einer Limitierung des Suchraumes auf eine Dimension und ist sehr unrealistisch. Ohne diese Beschränkung blieb der Simplex in lokalen Minima des Suchraumes hängen.

Ein drittes Experiment diente dazu, den Metrikraum der Mattes-Mutual-Information bei der translatorischen Registrierung der aufgenommenen B-Mode- bzw. Elastographiedaten mit den unveränderten CT-Daten des Phantoms zu untersuchen. Hierbei wurde zur besseren Vergleichbarkeit für beide Arten der Ultraschallbildgebung die gleiche initiale Registrierung und der gleiche Suchraum für die erschöpfende Suche verwendet. Die Berechnung des Metrikwertes erfolgte mit den oben angegebenen Parametern.

Mit einem Blick auf den abgetasteten Metrikraum in Abbildung 4.38 und Abbildung 4.39 lässt sich das unterschiedliche Verhalten bei der Registrierung der aufgenommenen B-Mode- und Elastographievolumen des Phantoms erklären. Im Falle der B-Mode-Daten existieren mehrere lokale Minima (in Grün bzw. Türkis dargestellt), an denen die Metrikwerte auf ähnlichem Niveau und teilweise sogar unter denen des gesuchten globalen Optimums liegen (siehe Abbildung 4.38a). Dies wird auch aus der Projektion der minimalen Metrikwerte in Abbildung 4.39a deutlich. Da der Optimie-

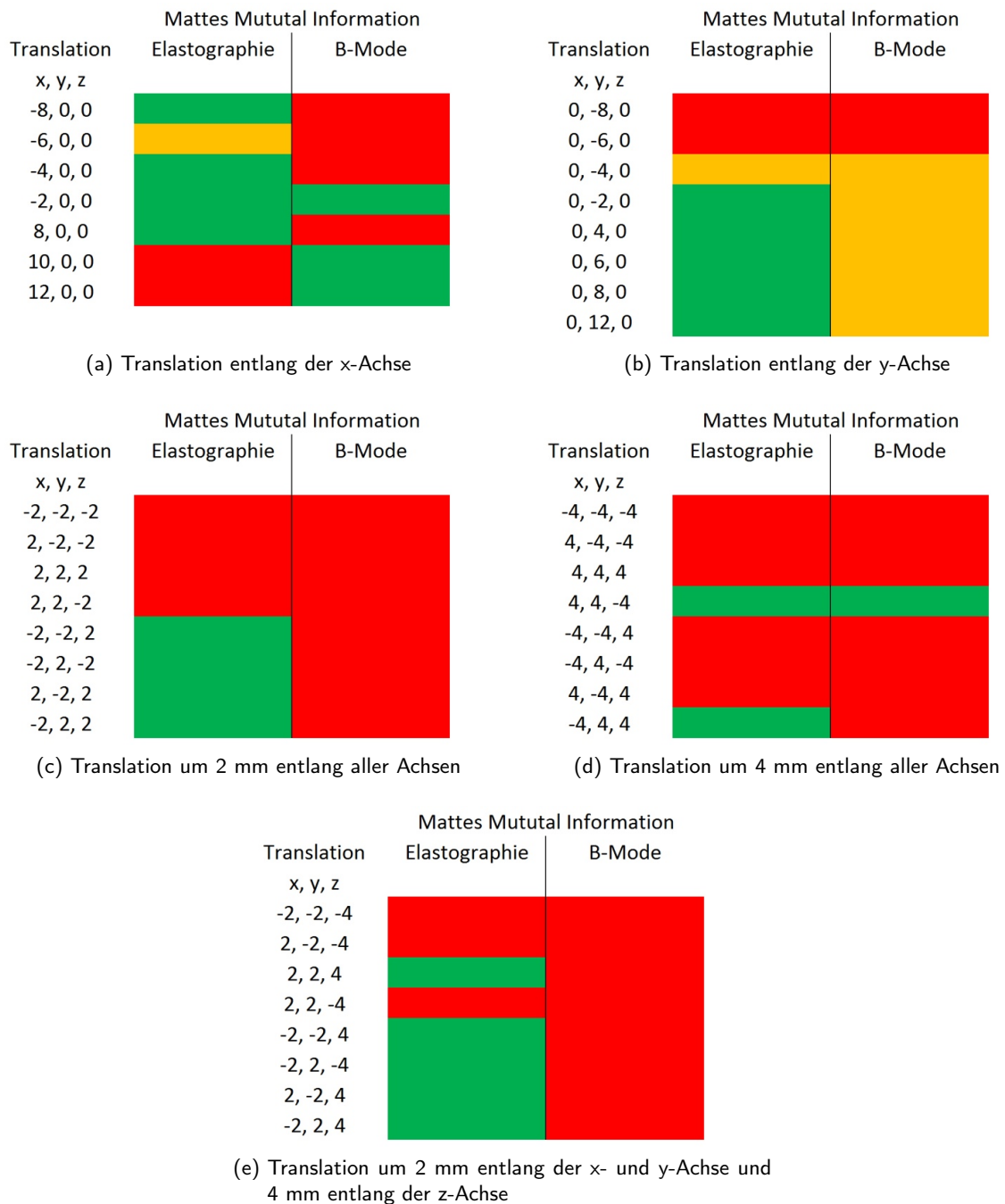


Abbildung 4.37.: Ergebnisse der Stabilitätstests zur Registrierbarkeit von Elastographie- und B-Mode-Volumendaten. Die rot eingefärbten Zellen repräsentieren fehlgeschlagene Registrierungen, bei denen das Optimum und demnach die gesuchte Translation nicht gefunden wurde. Grün markierte Zellen bezeichnen erfolgreiche Registrierungen. In den gelb markierten Zellen mussten für eine erfolgreiche Registrierung Parametrisierungen für den Simplex gewählt werden, welche von den Standardeinstellungen abweichen und speziell an das gegebene Registrierungsproblem angepasst wurden.

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

Tabelle 4.5.: Vergleich der Mattes-Mutual-Information Metrikwerte für die B-Mode- und Elastographiebilddaten des Schweinenierenphantoms.

Modalität	Globales Optimum	Mittelwert	Varianz
Elastographie	-0,0128	-0,0027	$1,55 \cdot 10^{-6}$
B-Mode	-0,0064	-0,0016	$4,66 \cdot 10^{-7}$

rer nach dem globalen Minimum sucht, ist es demnach sehr unwahrscheinlich, dass der Simplex das gesuchte Optimum findet.

Im Falle der Registrierung der aufgenommenen Elastographie- und CT-Volumen ist es für den Simplex wesentlich einfacher das Optimum zu treffen. Die Kostenfunktion weist ein sehr deutliches globales Minimum auf (siehe Abbildung 4.38b). Allerdings treten auch hier lokale Minima auf. Aus Tabelle 4.5 ist ersichtlich, dass bei der Registrierung des Elastographievolumens das globale Minimum stärker ausgeprägt ist und auch die Varianz der Metrikwerte um den Faktor 10 höher ist. In Verbindung mit der geringeren Anzahl an lokalen Minima im Metrikraum ist dies ein Indiz auf die bessere Registrierbarkeit. Allerdings verdeutlicht Abbildung 4.39b, dass auch dieses Optimum durch den Simplex verfehlt werden kann. Die Capture Range ist mit ca. 4 mm in alle Raumrichtungen ausgehend vom Optimum nicht sehr groß. Es ist daher möglich, dass der Simplex, wenn er auf einem Plateau instantiiert wird, auf diesem verharret. Aus diesem Grund ist es notwendig, eine möglichst gute initiale Registrierung zu erreichen, von der ausgehend eine Suche mit einem nicht zu kleinen Simplex gestartet wird.

Die Verwendung eines Multiskalenansatzes könnte die sehr kleine Capture Range vergrößern, allerdings ist dies aufgrund der geringen Größe der Datensätze und der geringen Menge an beinhalteteter Bildinformation nicht möglich. Alternativ zum verwendeten Simplex Verfahren bieten sich Methoden wie das Simulated Annealing oder Genetische Algorithmen aufgrund ihrer Robustheit gegenüber lokalen Minima im Parametersuchraum an.

Es bleibt festzuhalten, dass das gesuchte Optimum sowohl in der B-Mode- als auch in der Elastographieregistrierung mit den unveränderten CT-Bilddaten stärker ausgeprägt ist als im Falle der Gradientenberechnung aus den CT-Bilddaten und der anschließenden Registrierung mit B-Mode-Volumen (vergleiche Abbildung 4.39a, Abbildung 4.39b und Abbildung 4.36b).

Zum Abschluss der Untersuchungen wurde für die Analyse des Mattes-Mutual-Information-Metrikraumes im Falle der Rotation um die drei Raumachsen in einem vierten Experiment ebenso eine erschöpfende Suche durchgeführt. Diese umfasst 20 Schritte von je 0,01 Radian um jede der drei Raumachsen. Es wurde ebenso an jeder Position mit den oben genannten Parametern der Metrikwert ermittelt.

Die Analyse des Metrikraumes für die Rotation der Volumen um das gesuchte Optimum weist zwar ebenso eine bessere Registrierbarkeit der Elastographiedaten des Schweinenierenphantoms nach, sie ist jedoch weniger eindeutig als im Falle der Translationen. In Abbildung 4.40 ist zu erkennen, dass der B-Mode-Metrikraum mehrere Täler mit lokalen Minima aufweist, während im Falle der Elastographie nur ein Optimum zu erkennen ist.

4.4.1.5. Fazit zur bildbasierten Registrierung

Im Rahmen dieser Arbeit wurde untersucht, inwieweit die Anpassung der Ultraschallbildgebung an die Bildgebungseigenschaften des CTs über die Elastographie möglich ist und so eine bildbasierte Registrierung erlaubt. Dies stellt einen komplett neuen Ansatz dar, welcher im Gegensatz zu den in der Literatur beschriebenen Verfahren zur Ultraschallsimulation aus CT-Bilddaten steht. Weiterhin

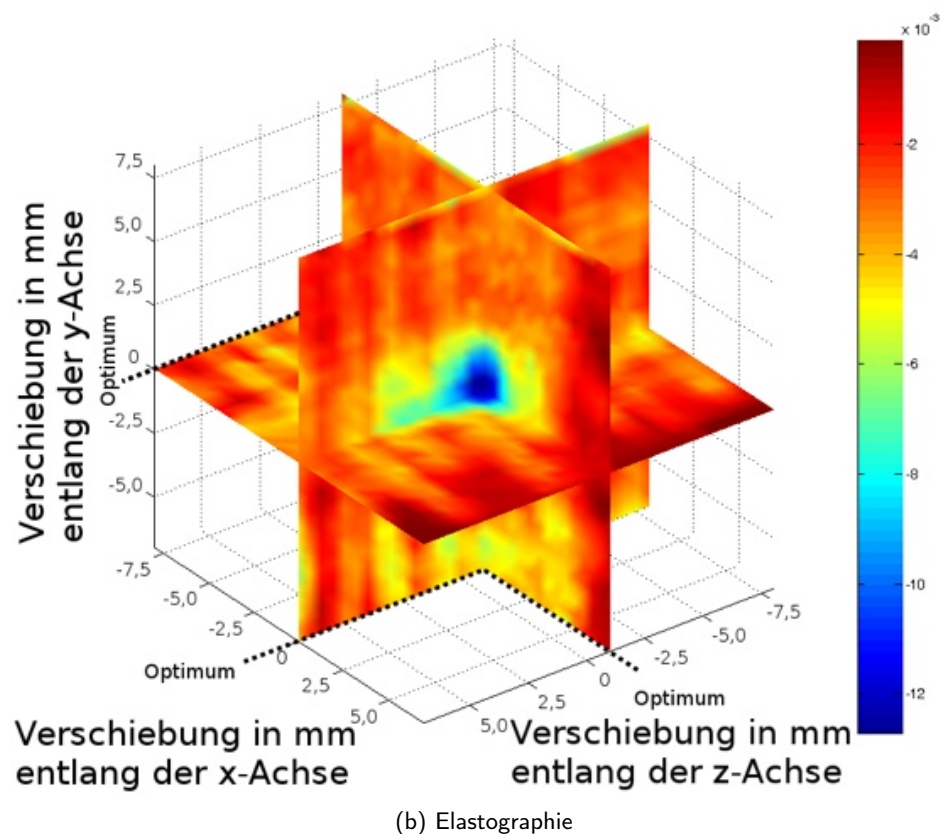
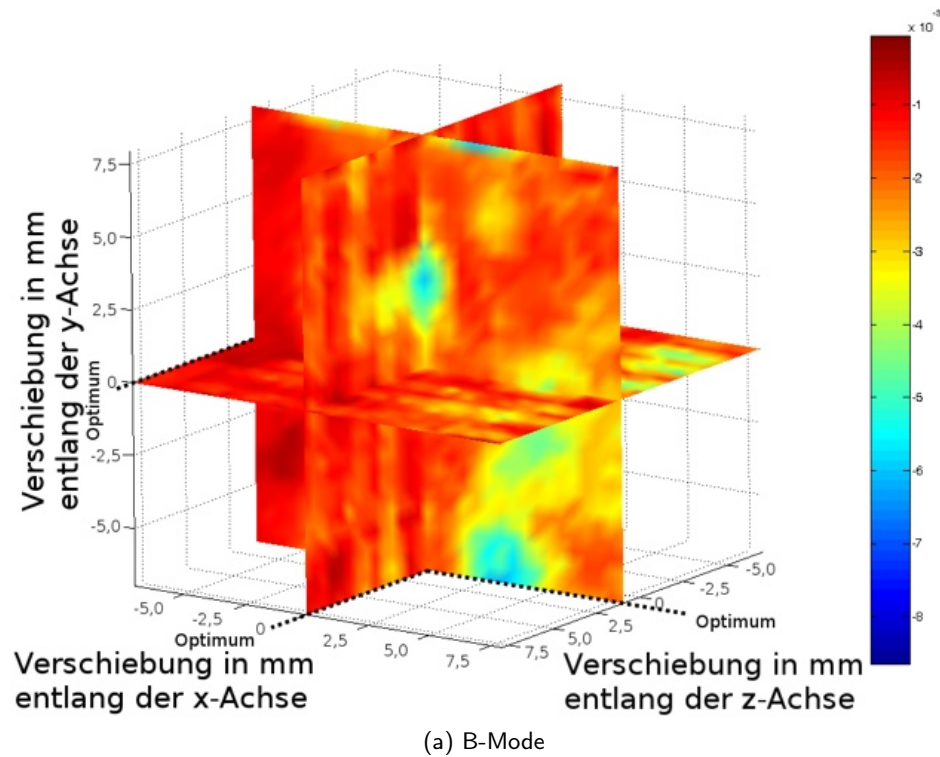
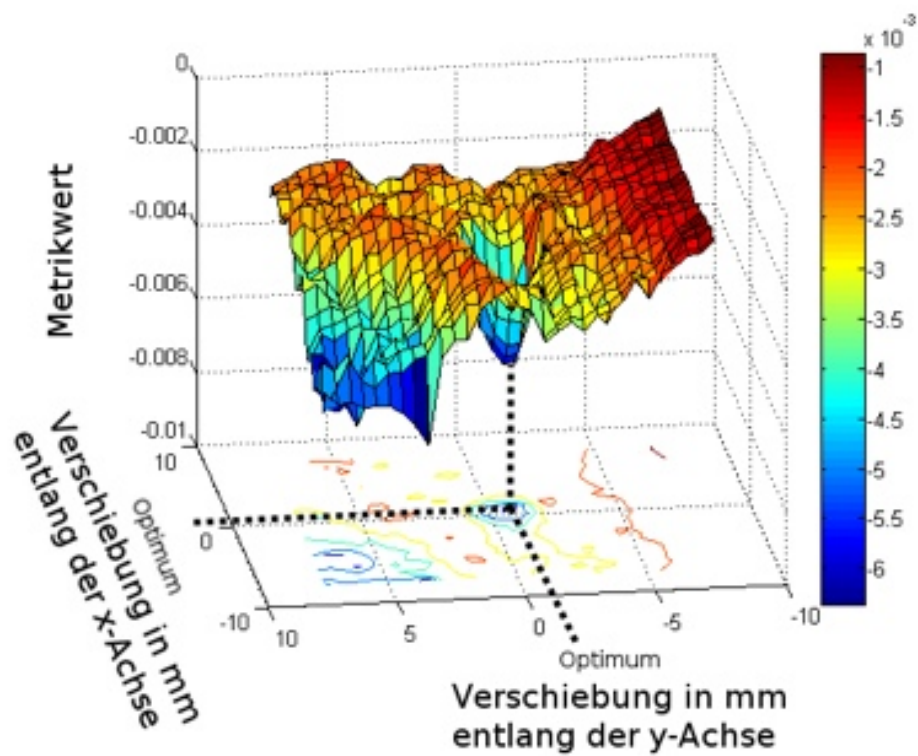
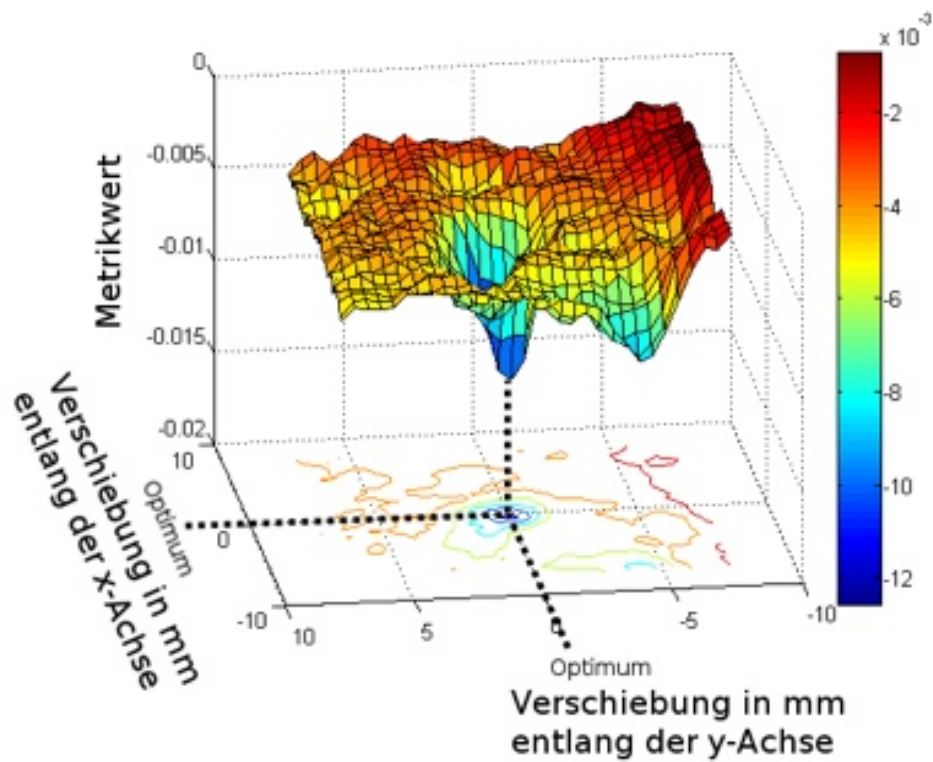


Abbildung 4.38.: Abgetasteter Metrikraum der Mattes-Mutual-Information für die B-Mode- bzw. Elastographiedaten und dem CT-Volumen des Schweinenierenphantoms für die Translation. Niedrige Werte sind in blauer Farbe dargestellt. Der Optimierer sucht nach dem globalen Minimum.

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

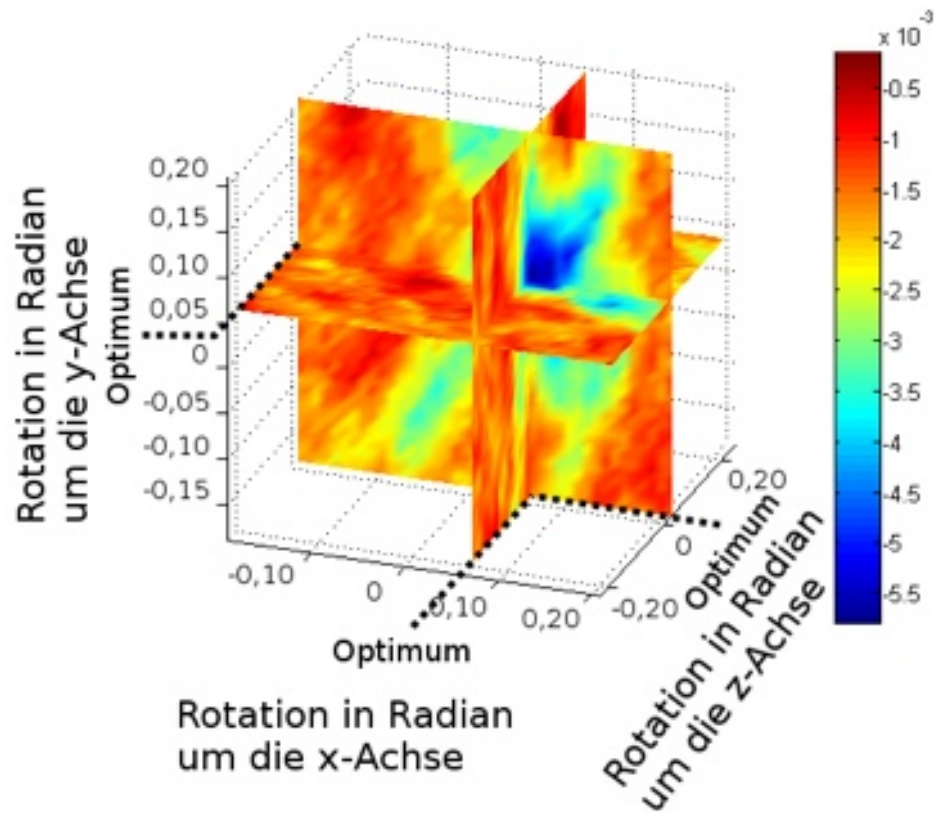


(a) B-Mode

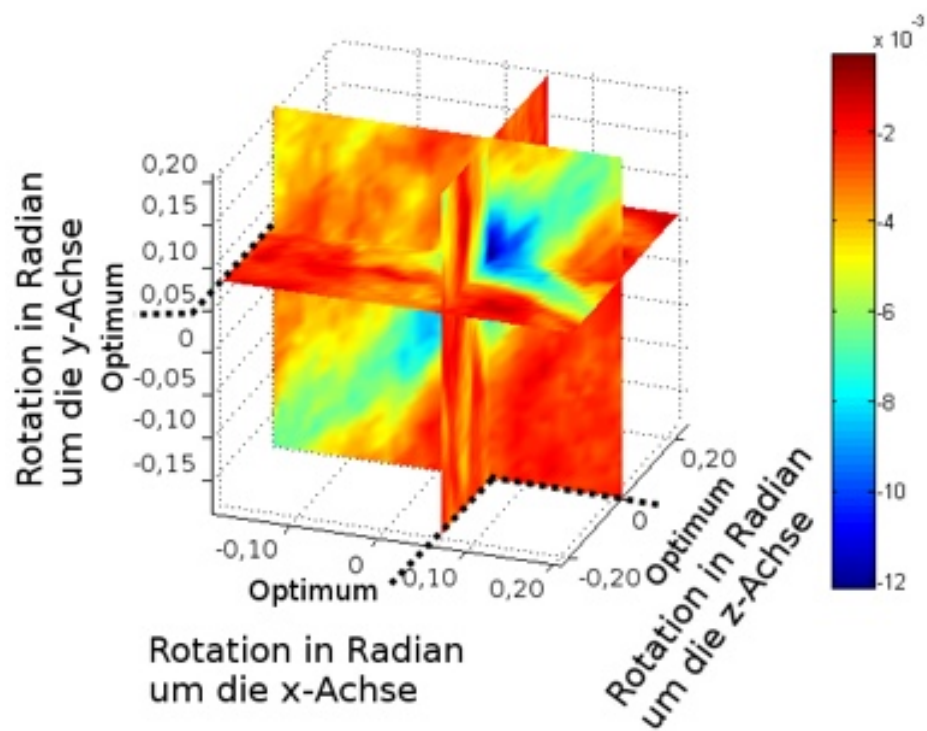


(b) Elastographie

Abbildung 4.39.: Projektion der minimalen Metrikwerte aller Translationen entlang der z-Achse für die Mattes-Mutual-Information der aufgenommenen B-Mode- und Elastographie-volumen des Nierenphantoms.



(a) B-Mode



(b) Elastographie

Abbildung 4.40.: Abgetasteter Metrikraum der Mattes-Mutual-Information für die Rotation von B-Mode- und Elastographiedaten. Niedrige Werte sind in blauer Farbe dargestellt. Der Optimierer sucht nach einem Minimum.

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

ist mit der Elastographie ein sehr neues Bildgebungsverfahren auf seine Eignung für die multimodale Registrierung untersucht worden.

Die Evaluation der Elastographie- und B-Mode-Registrierung hat gezeigt, dass es durch die Verwendung der Elastographiebildgebung möglich ist, die bildliche Darstellung der Anatomie der Niere an die CT-Daten anzupassen. Das Ergebnis ist eine wesentliche Verbesserung der Registrierungsrate für Elastographiebilddaten des Nierenphantoms im Vergleich mit der Registrierung der aufgenommenen B-Mode- und CT-Daten. Dies gilt sowohl für die Mattes-Mutual-Information als auch die Mittlere-Quadratische-Abweichung als Ähnlichkeitsmaß. Trotz des sehr kleinen Ausschnitts der Niere, welcher in den Ultraschalldaten abgebildet werden konnte, war es mit der Elastographie möglich die Volumen automatisch miteinander zu registrieren. Es ist festzuhalten, dass auch die Gradientenberechnung aus dem CT nicht zu einer besseren Registrierbarkeit mit den B-Mode-Daten geführt hat.

Die geringe Menge an produzierten Phantomen und die hohe Varianz in der Qualität der aufgenommenen Bilddaten lassen allerdings keine allgemeine Aussage über die bessere Registrierbarkeit von Elastographiedaten zu. So könnte bei den aufgenommenen Volumendaten eine zufällige Initialisierung des Optimierers in der Nähe der lokalen Minima im Falle der Elastographie auch zu umgekehrten Ergebnissen führen, wenn bei gleicher Initialisierung der B-Mode-Registrierung dort keine lokalen Minima vorhanden sind. Um den Unterschied in der Registrierbarkeit weiter zu untersuchen wäre es notwendig, mehr Bilddaten von Phantomen oder besser noch echten Patienten zu akquirieren.

4.4.2. Gefäßbasierte Registrierung

Die gefäßbasierte Registrierung der Ultraschalldaten mit präoperativen CTs wurde an klinischen Patientendaten evaluiert. Hierfür wurden zum einen die präoperativ angefertigten kontrastverstärkten CTs und intraoperativ perkutan aufgenommene Ultraschallvolumen verwendet. Zum anderen wurde die Berechnung der Deformation anhand von prä- und postoperativen CT-Datensätzen eines Patienten evaluiert.

Die Aufnahme der kontrastverstärkten CT-Volumen für die Registrierung mit dem Ultraschall erfolgte mit einem Lightspeed 16 Gerät der Firma GEHealthcare (General Electric Company). Die CT-Daten entsprechen dem klinischen Standard bei abdominellen Aufnahmen mit Verdacht auf Leberkarzinomen. Sie weisen innerhalb der Schichten eine Voxelgröße von 0,7 mm bis 0,9 mm und Schichtdicken von 1 mm bis 2,5 mm auf.

Die präoperativen kontrastverstärkten CT-Daten, welche für die Evaluation der Deformation verwendet wurden, hatten eine Auflösung von 0,7 mm innerhalb der Schicht und eine Schichtdicke von 1 mm. Das postoperative CT wies eine Auflösung von 0,85 mm innerhalb der Schicht und eine Schichtdicke von 4 mm auf.

Die gefäßbasierte Registrierung der präoperativen CT-Daten mit den intraoperativen Ultraschalldaten wurde bisher an 32 Patienten durchgeführt. Die Zahl der Patienten weicht hierbei von der Zahl der Patienten für die Segmentierung ab, da nicht für alle Patienten die notwendige Kombination aus CT-Volumen, Ultraschallvolumen und initialer Registrierung vorlag.

Die Registrierung mit dem System war in 20 Fällen erfolgreich und erfolgte völlig automatisch. Als Landmarken für die rigide Registrierung wurden die automatisch vom Graph Matching definierten Punktkorrespondenzen zwischen den Bifurkationen verwendet. Somit war keine Interaktion durch den Chirurgen notwendig und das Ergebnis der Registrierung konnte direkt für die Navigation verwendet werden.

In sechs Fällen schlug die Registrierung aufgrund von fehlerhaften Ergebnissen des Graph Matchings fehl. Diese Fehler im Graph Matching lassen sich als sehr große Distanzen zwischen den

gematchten und registrierten Landmarken detektieren. Weiterhin ist es leicht möglich, fehlerhafte Registrierungen in den Visualisierungen der Gefäßoberflächen nach der Registrierung zu erkennen. In diesen Fällen ist es möglich, die vom Graph Matching erkannten Korrespondenzen manuell zu korrigieren und so eine korrekte Registrierung auszuführen.

In weiteren sechs Fällen war die Qualität des Ultraschalls oder des CTs soweit durch Artefakte beeinträchtigt, dass eine Segmentierung der Gefäße nicht möglich war. Im Ultraschall war die Ursache meist eine zu schlechte Kopplung zwischen dem Schallkopf und der Haut des Patienten oder das Auftreten von Flashes in den Power-Doppler-Daten ausgelöst durch Bewegungen. In einem CT war die Darstellung der Leberregion fast vollständig durch Metallartefakte, welche durch einen Stent in der Vena Cava verursacht wurden, beeinträchtigt.

In den Abbildungen 4.41 bis 4.43 sind die Ergebnisse der einzelnen Registrierungsschritte von Patient 2 aus den in diesem Abschnitt vorgestellten Ergebnissen noch einmal im direkten Vergleich anhand von Überlagerungen der Schichtbilder und der korrespondierenden Gefäßstrukturen gezeigt. Hierbei wird ersichtlich, dass der Fehler der initialen Registrierung sehr hoch ist und durch das Wissen über die korrespondierenden Landmarken aus dem Graph Matching korrigiert werden kann. Die Verbesserung der rigiden Registrierung nach der Landmarkenverfeinerung ist in Abbildung 4.42 deutlich zu erkennen und ein wichtiger Schritt vor der deformierbaren Registrierung. Erst die Deformation der CT-Bilddaten ermöglicht es, die Gefäßstrukturen korrekt aufeinander abzubilden, wie aus dem Vergleich der coronalen Schicht (blau umrahmt) aus Abbildung 4.42 und Abbildung 4.43 ersichtlich wird.

4.4.2.1. Rigide Registrierung

Um die Genauigkeit der Registrierung zu untersuchen, wurden für neun ausgewählte Paare von Patientendaten die Punktabstände von Landmarken in den Gefäßen ermittelt. Die neun betrachteten Patienten unterscheiden sich in diesem Fall von den zehn Patienten, für die die kombinierte Segmentierung der Gefäße aus B-Mode- und Power-Doppler-Daten untersucht wurden. Die neun untersuchten Patienten wurden gewählt, da bei diesen manuell weitere Landmarken gematcht werden konnten, welche zwar die Kriterien des Graph Matching nicht erfüllt haben, aufgrund der Gefäßanatomie jedoch eindeutig als Korrespondenzen erkennbar waren.

In einem ersten Experiment wurden ausschließlich die automatisch als korrespondierend markierten Landmarken für die Berechnung der rigiden Registrierung verwendet. Die zusätzlich manuell markierten Korrespondenzen wurden als natürliche Markierungen innerhalb des Organs zur Auswertung der Registrierungs-genauigkeit definiert.

Da die rigide landmarkenbasierte Registrierung alle verwendeten Bifurkationen gleichstark für die Registrierung wichtet, kann der mittlere Abstand zwischen allen Landmarken als Indikator für die Registrierungs-genauigkeit angesehen werden.

Im Mittel ergab sich über die Patienten eine Registrierungs-genauigkeit von 3,45 mm für die automatisch gematchten Landmarken. Die Registrierungs-genauigkeit der manuell erfassten Landmarken lag im Mittel bei 5,01 mm (Target-Registration-Error (TRE)). Abbildung 4.44 fasst die Ergebnisse der rigiden Registrierung zusammen, welche in Tabelle 4.6 ausführlich aufgelistet sind.

An dieser Stelle ist festzuhalten, dass die mittleren Abstände für die manuell ausgewählten Korrespondenzen höher ist als die mittleren Abstände der Landmarken aus dem Graph Matching. Zum einen lagen die manuell definierten Landmarken meist aufgrund von Deformationen des Organs weiter auseinander als der Schwellwert, welcher beim Graph Matching verwendet wird, um fehlerhafte Matches zu vermeiden. Ein weiterer Grund ist, dass die Abstände zwischen diesen Punkten bei der Registrierung nicht optimiert wurden. Die als Ziel definierten Landmarken sind jedoch ein guter Indikator für die Deformation der Gefäßstrukturen innerhalb der Datensätze.

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

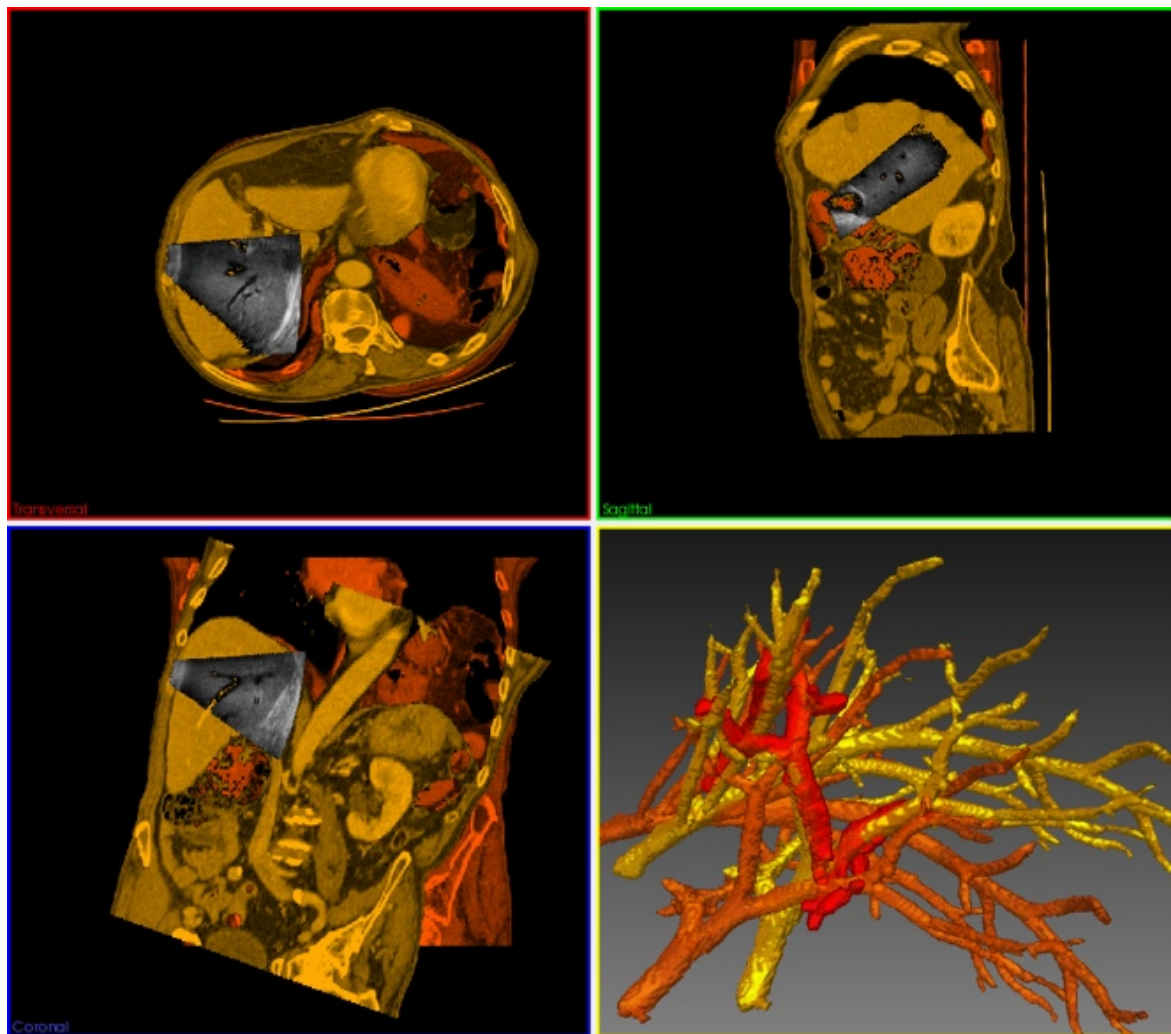


Abbildung 4.41.: Vergleich des Ergebnisses der initialen Registrierung (dunkel-orange) und der rigiden Registrierung nach dem Graph Matching (orange). Die Gefäße aus dem Ultraschall sind in rot dargestellt.

Vergleicht man das Ergebnis der rigiden Registrierung mit den Angaben des Ultraschallherstellers zu einer Patientenstudie aus dem Jahr 2007 [Sol07] (vgl. Abschnitt 4.2.2 auf Seite 71 unten) so korrelieren die gemessenen Werte und das entwickelte automatische System weist leichte Genauigkeitsvorteile auf.

Eine rigide Registrierung mit sechs Freiheitsgraden ist nicht ausreichend, um Lageunterschiede zwischen Gefäßen auszugleichen, welche durch die Deformation des Organs zwischen den prä- und intraoperativen Aufnahmen des Patienten entstanden sind. Aus diesem Grund sind in einem Datensatz nach der rigiden Registrierung sowohl sehr nah beieinander liegende Bifurkationspunkte als auch schlecht registrierte Gefäße zu beobachten. Als Beispiel sei hier Patient Nummer sechs aus Tabelle 4.6 genannt. Der minimale Abstand zwischen einer Korrespondenz aus dem Graph Matching beträgt hier sehr gute 0,6 mm während der maximale Abstand mit 8,37 mm eher ungenügend ist. Das Ergebnis der rigiden Registrierung der Bilddaten von Patient Nummer sechs ist in Abbildung 4.45 dargestellt. Hierbei ist zu erkennen, dass der maximale Abstand aus einer fehlerhaften Korrespondenzzuweisung (oben rechts in Abbildung 4.45) durch das Graph Matching resultiert.

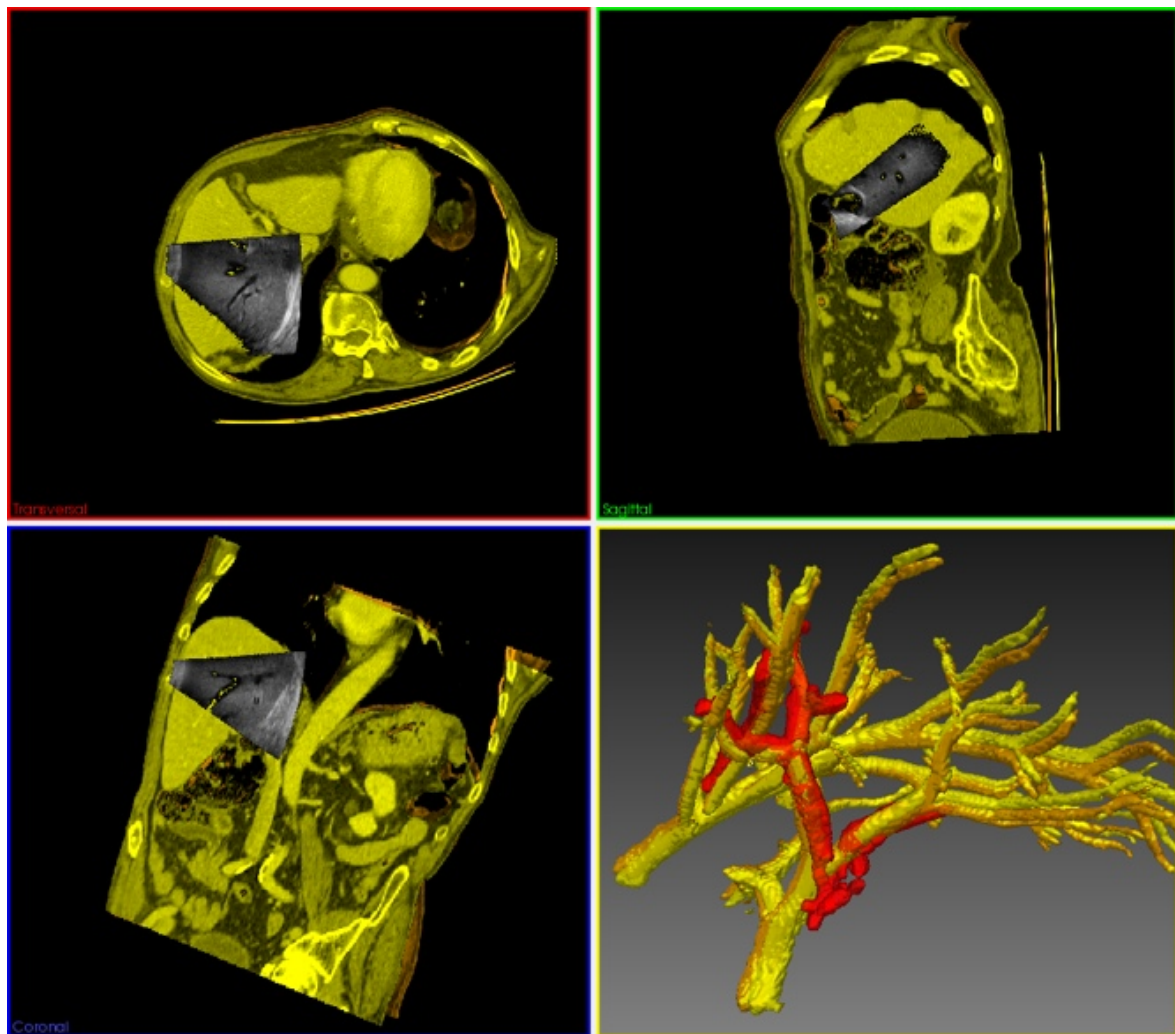


Abbildung 4.42.: Vergleich des Ergebnisses der rigiden Registrierung nach dem Graph Matching (orange) und nach der Landmarkenverfeinerung (gelb). Die Gefäße aus dem Ultraschall sind in rot dargestellt.

Die Berechnung der durchschnittlichen Punktabstände aller neun Patienten ergeben eine gute Indikation für zwei klinisch relevante Merkmale der Genauigkeit einer späteren Navigation. Dies ist zum einen die mittlere Genauigkeit der Registrierung, welche aus den durchschnittlichen Punktabständen zwischen den automatisch und manuell definierten Korrespondenzen abgeleitet werden kann. Zum anderen kann die Deformation des Gewebes resultierend aus der unterschiedlichen Patientenlage und Atmung während des perkutanen Eingriffes aus den maximalen Abständen der Punktkorrespondenzen abgeleitet werden. In diesem Fall beträgt die mittlere Deformation 6,48 mm wobei die maximal beobachtete Abweichung von fast 13 mm sehr gut mit den in den Arbeiten von Heizmann et al. [HZB⁺10] und Clements et al. [CDC⁺11] beschriebenen Werten korreliert.

Die letzte Spalte aus Tabelle 4.6 gibt die intraoperativ für die rigide Registrierung benötigte Zeit an. Dies umfasst sowohl die Gefäßsegmentierung aus dem Ultraschall als auch die automatische Detektion von Punktkorrespondenzen und die eigentliche rigide Registrierung. Im Vergleich mit der manuellen rigiden Registrierung und der dafür intraoperativ benötigten Zeit von 15-45 Minuten (siehe Abschnitt 4.2.2) wurde durch die automatische rigide Registrierung eine wesentliche Verbesserung erreicht. Für den Chirurgen konnte der Aufwand drastisch reduziert werden, da für

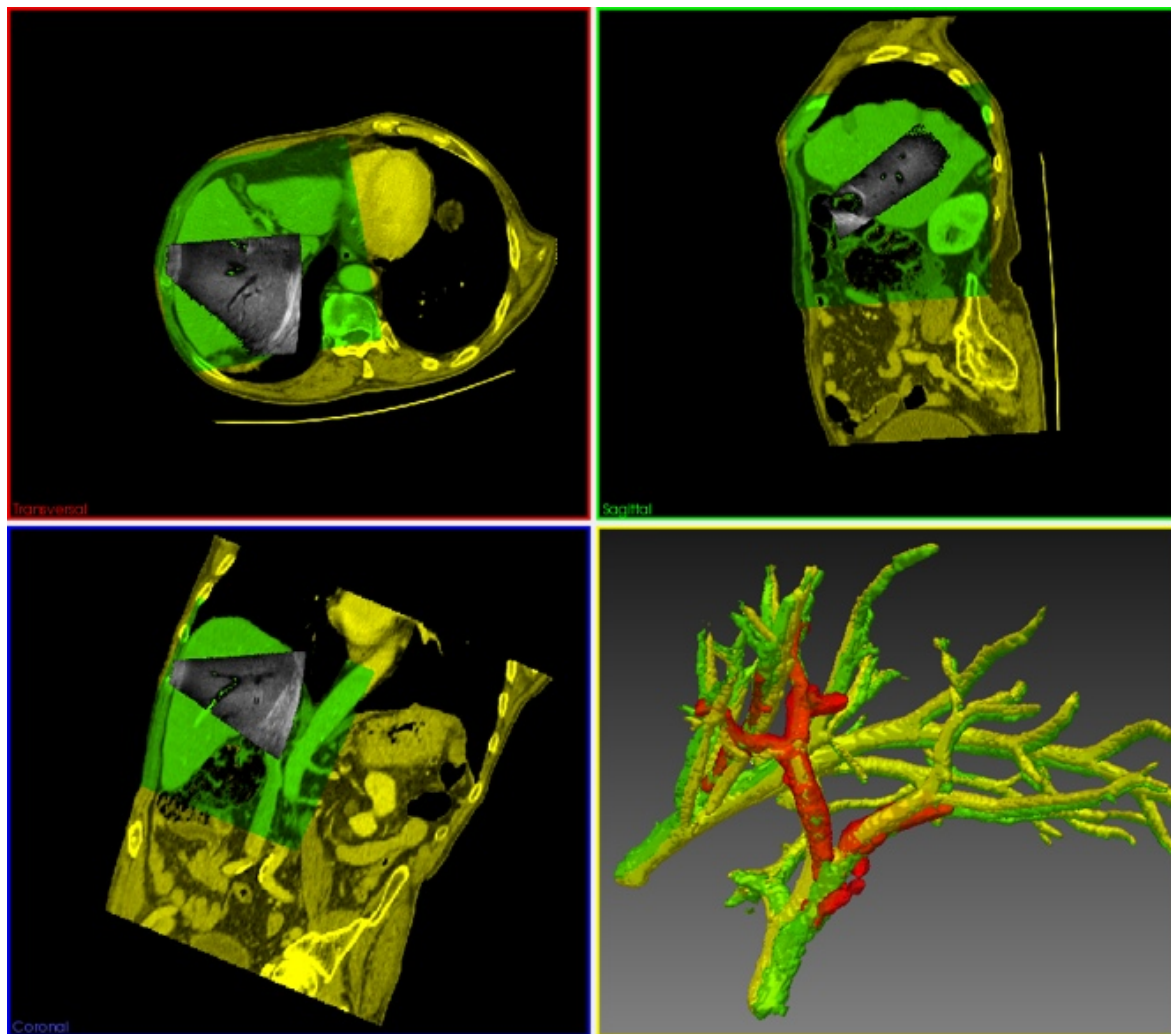


Abbildung 4.43.: Vergleich des Ergebnisses der rigiden Registrierung nach der Landmarkenverfeinerung (gelb) und der deformierbaren Registrierung (grün). Die Gefäße aus dem Ultraschall sind in rot dargestellt.

die Segmentierung nur ein Punkt innerhalb der Ultraschallgefäße ausgewählt werden muss und die restlichen Schritte der Registrierung automatisch ablaufen. Auch der gesamte Eingriff kann durch die entwickelte Methode stark verkürzt werden, da in den meisten Fällen die manuelle Registrierung einen Großteil der benötigten Zeit ausmacht.

4.4.2.2. Verfeinerung der Landmarken

Das Verfahren zur Landmarkenverfeinerung wurde anhand der Gefäßsegmentierungen der gleichen neun Patienten evaluiert, deren Daten auch für die rigide Registrierung verwendet wurden.

Da die, aus der Landmarkenverfeinerung resultierenden, Punktkorrespondenzen für die Berechnung der Organdeformation genutzt werden, sind drei Aspekte der Verfeinerungsmethode von Interesse. Zunächst wurde die Menge an zusätzlichen bijektiven Landmarken, welche aus der Verfeinerung resultieren, bestimmt. Prinzipiell bildet die Anzahl an Voxeln auf der Gefäßmittellinie eine Obergrenze für die Anzahl an extrahierbaren Landmarken. Eine solch hohe Anzahl ist für die Berechnung eines glatten Deformationsfeldes jedoch nicht notwendig. Es droht außerdem die Überanpassung

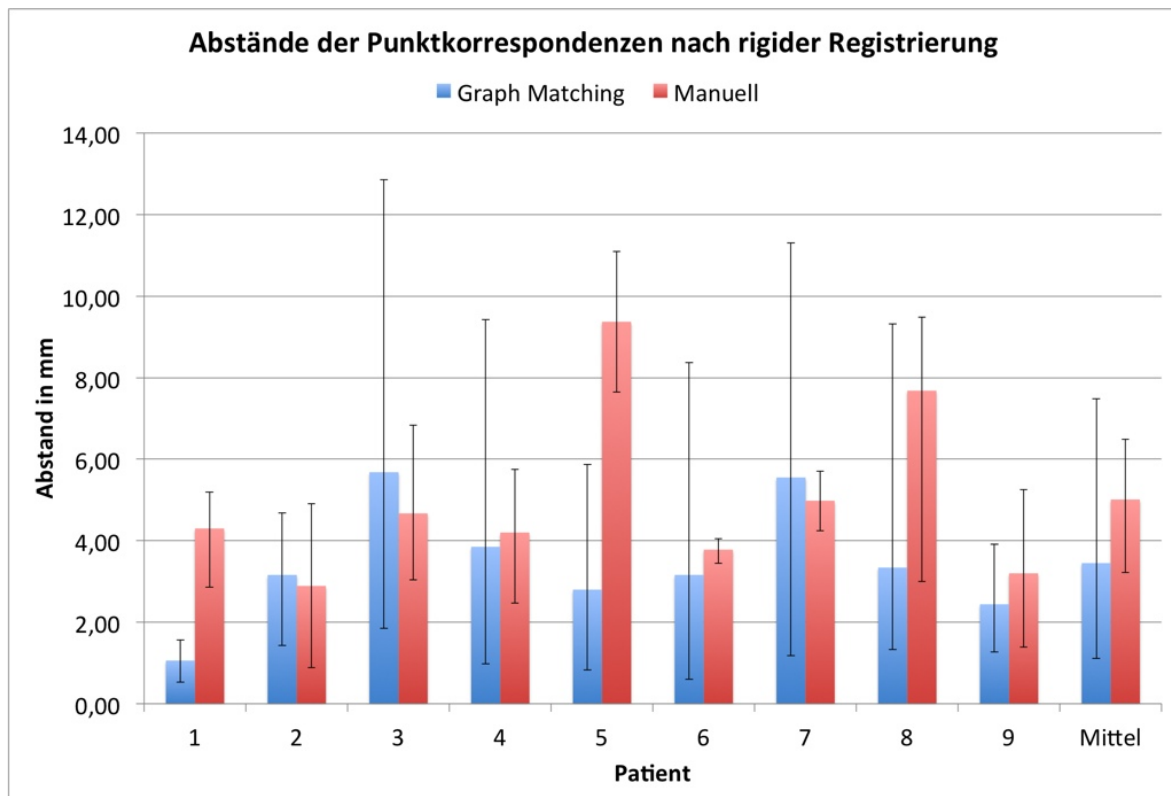


Abbildung 4.44.: Messung der Abstände der korrespondierenden Landmarken resultierend aus dem Graph Matching und der manuellen Selektion von weiteren Korrespondenzen. Die mittleren Abstände in mm sind durch die Balken angegeben. Die Linien zeigen den Bereich der gemessenen Abstände an. Die manuell gewählten Punkte wurden für die Registrierung als Ziele definiert und ihr Abstand zueinander repräsentiert den verbleibenden Target-Registration-Error (TRE) nach der rigiden Registrierung.

an eventuell auftretende Fehlsegmentierungen der Gefäßstrukturen. Weiterhin ist wichtig, dass die Punktkorrespondenzen möglichst homogen über alle gematchten Gefäßsegmente verteilt sind. Mit der in Abschnitt 4.2.2.5 vorgestellten Verfeinerungsmethode konnten im Schnitt 51,1 Punktpaare je Patient definiert werden (siehe Tabelle 4.7). Zum Vergleich, die Anzahl der Landmarken aus dem Graph Matching lag bei 9,6 je Patient. Mit den Verbesserungen der Landmarkenverfeinerung war es möglich, die Erweiterung des Matchings zu verbessern und so die Anzahl der bijektiven Landmarken im Durchschnitt um 37 % auf 70,2 Punktpaare je Patient zu steigern (siehe Tabelle 4.8). Die Steigerung der Anzahl ist in Abbildung 4.46 noch einmal zusammengefasst. Hierbei ist wichtig festzuhalten, dass die Dichte der Landmarken nicht erhöht wurde und die höhere Anzahl an Landmarken einzig auf das Matching weiterer Gefäßsegmente zurückzuführen ist.

Der zweite für die Klinik interessante Aspekt ist die Deformation entlang des Gefäßverlaufes. Diese kann sich je nach Art und Stärke der Deformation von den Deformationen an den Bifurkationspunkten unterscheiden. Nach dem initialen Graph Matching, der Landmarkenverfeinerung und der rigiden Registrierung kann eine Abschätzung der Deformation durchgeführt werden (siehe Tabelle 4.7). Hierbei ist zu beachten, dass die Distanzwerte der automatisch gematchten Punkte sich leicht von denen aus der Evaluation der rigiden Registrierung unterscheiden, da nun auch die von der Landmarkenverfeinerung hinzugefügten Landmarken für die Berechnung der rigiden Transformation herangezogen werden. Durch die Berechnung der Distanzen zwischen den Punktkorrespondenzen aus der Verfeinerung kann die Deformation validiert werden (vergleiche Abbildung 4.47). Die für

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

Tabelle 4.6.: Messung der Abstände zwischen korrespondierenden Punkten in den Gefäßen. Die Punkte in den mit „Graph Matching“ bezeichneten Spalten wurden durch das Graph Matching als korrespondierend erkannt. Die Punkte aus den mit „Manuell“ bezeichneten Spalten konnten nach der Inspektion der Segmentierungsergebnisse als anatomische Korrespondenzen identifiziert werden. Diese Punkte wurden für die Registrierung als Ziele definiert und ihr Abstand zueinander repräsentiert den verbleibenden Target-Registration-Error (TRE) nach der rigiden Registrierung. Die Spalte „Zeit“ gibt die für die intraoperative Verarbeitung der Daten benötigte Zeit in Minuten:Sekunden an. Dies beinhaltet sowohl die Ultraschallsegmentierung als auch das Graph Matching und die rigide Registrierung.

Patient	Graph Matching				Manuell				Zeit (min:sec)
	Punkte	Distanzen in mm			Punkte	Distanzen in mm			
		Min	Max	Mittel		Min	Max	Mittel	
1	7	0,53	1,56	1,06	3	2,86	5,19	4,30	2:42
2	8	1,43	4,68	3,16	2	0,88	4,90	2,89	2:53
3	9	1,85	12,86	5,68	3	3,04	6,84	4,67	2:32
4	11	0,98	9,42	3,85	5	2,47	5,75	4,20	4:29
5	8	0,83	5,87	2,80	2	7,64	11,10	9,37	3:16
6	14	0,60	8,37	3,16	3	3,44	4,05	3,78	2:33
7	14	1,18	11,30	5,55	2	4,24	5,71	4,98	2:54
8	9	1,33	9,32	3,34	5	3,00	9,48	7,68	2:14
9	6	1,27	3,92	2,44	3	1,39	5,25	3,20	2:18
Mittel	9,6	1,11	7,48	3,45	3,1	3,22	6,48	5,01	2:52

Tabelle 4.7.: Messungen der Distanzen in mm zwischen korrespondierenden Landmarken innerhalb der Gefäße. „Graph Matching“ repräsentiert hierbei Punkte, die durch das Graph Matching definiert wurden. „Verfeinert“ bezeichnet Landmarken, die aus der Verfeinerung und der externen Suche resultieren. Die Spalte „Zeit“ gibt die benötigte Zeit für alle intraoperativ ausgeführten Verarbeitungsschritte inklusive der deformierbaren Registrierung in Minuten:Sekunden an.

Patient	Graph Matching				Verfeinert				Zeit (min:sec)
	Punkte	Distanzen in mm			Punkte	Distanzen in mm			
		Min	Max	Mittel		Min	Max	Mittel	
1	7	0,98	5,58	2,89	54	0,86	5,92	2,57	13:27
2	8	1,15	5,22	3,26	47	0,89	5,15	2,36	4:10
3	9	2,03	13,86	5,86	44	1,13	10,17	4,17	4:44
4	11	0,46	11,88	3,92	71	0,50	9,26	3,60	3:22
5	8	0,85	6,09	2,84	34	0,42	5,51	2,28	4:17
6	14	0,26	9,91	3,04	66	0,52	5,98	2,03	4:20
7	14	1,89	12,31	5,54	56	0,66	14,73	4,73	6:04
8	9	1,42	12,37	3,48	48	0,65	6,83	2,80	5:39
9	6	0,97	4,96	2,67	40	0,81	6,02	2,99	5:02
Mittel	9,6	1,11	9,13	3,72	51,1	0,71	7,73	3,05	5:41

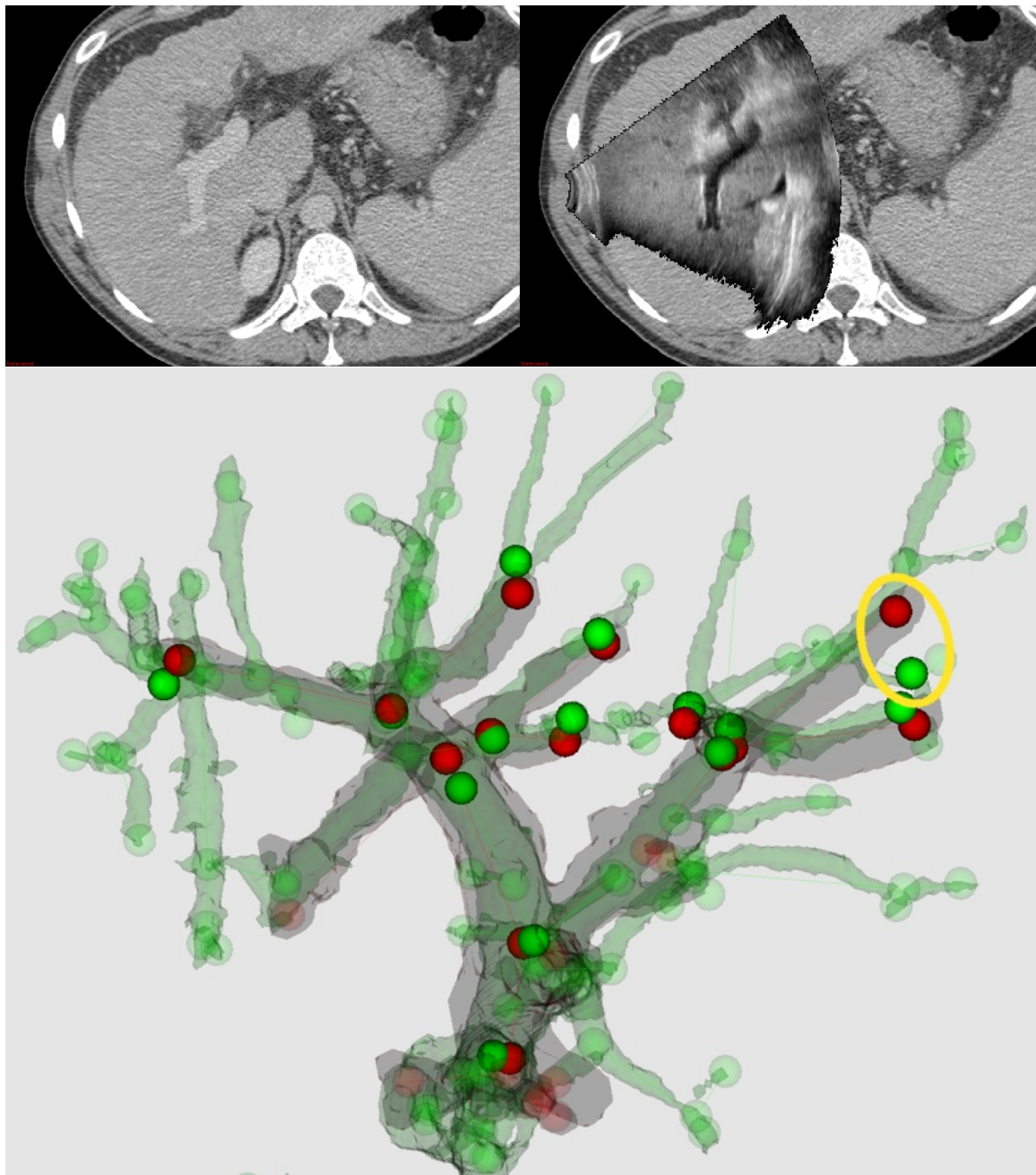


Figure 4.45.: Beispielhaftes Registrierungsergebnis der rigiden Registrierung von Ultraschall und CT-Bilddaten von Patient Nummer sechs aus Tabelle 4.6 basierend auf segmentierten Gefäßstrukturen. Gezeigt ist eine transversale Schnittebene durch das CT (oben links) überlagert mit dem dazu korrespondierenden Schnitt durch das Ultraschallvolumen (oben rechts). Unten sind die überlagerten Gefäßstrukturen von CT (grün) und Ultraschall (rot) als Oberflächenvisualisierung dargestellt. Die automatisch als korrespondierend erkannten Punkte werden in dieser Darstellung hervorgehoben. Die Korrespondenz aus dem Graph Matching mit dem größten Registrierungsfehler von 8,37 mm ist gelb umrandet.

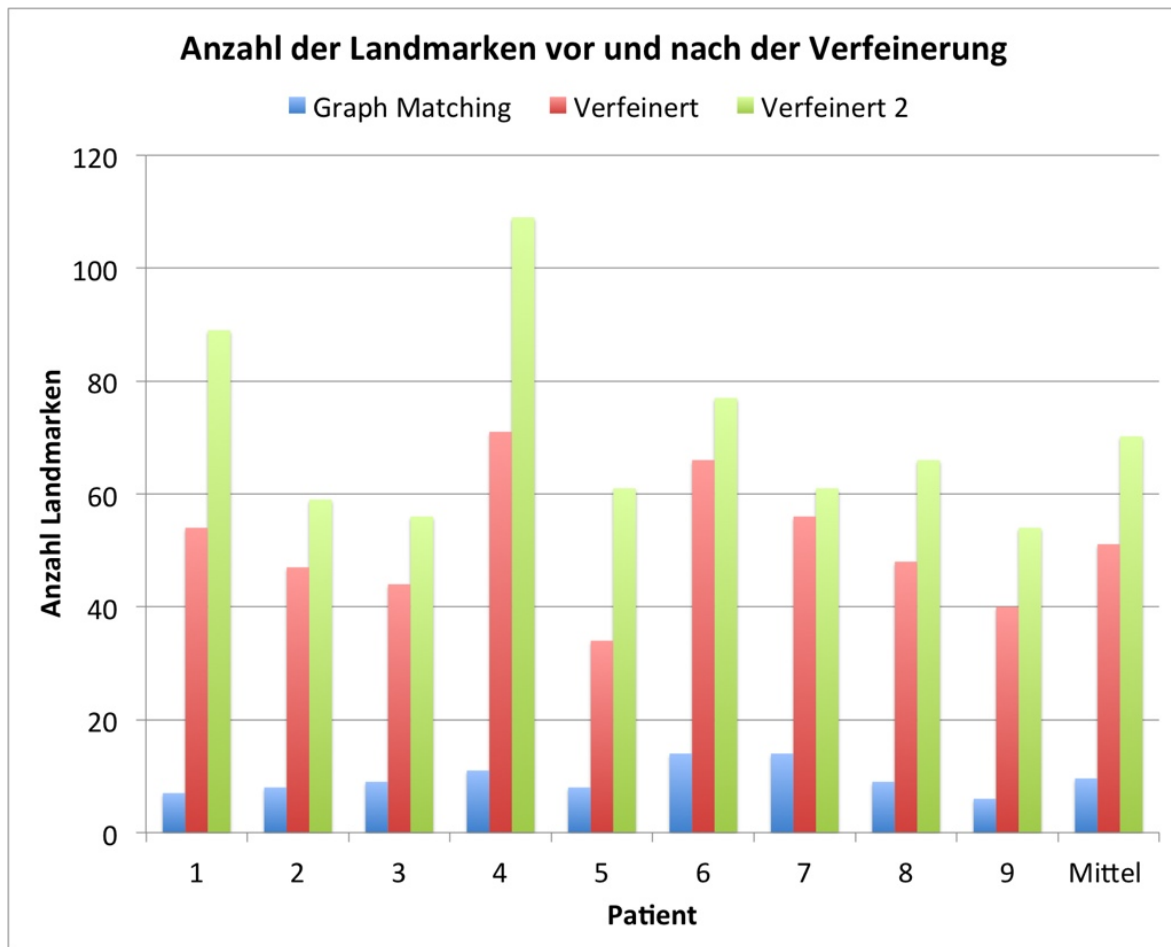


Abbildung 4.46.: Vergleich der Anzahl der Landmarken nach dem Graph Matching, der Landmarkenverfeinerung und der verbesserten Landmarkenverfeinerung.

die Daten „Verfeinert“ und „Verfeinert 2“ angegebenen Distanzwerte beziehen sich ausschließlich auf die während der Verfeinerung hinzugefügten Landmarken, wobei für die Berechnung der rigiden Transformation alle Landmarken genutzt wurden.

In Tabelle 4.7 und Tabelle 4.8 werden die Distanzmessungen nach der rigiden Registrierung noch einmal detailliert aufgeführt.

Der letzte für den intraoperativen Einsatz interessante Aspekt ist die für eine deformierbare Registrierung benötigte Zeit. Insgesamt wurden für alle intraoperativen Schritte der rigiden Registrierung, die anschließende Landmarkenverfeinerung, die Berechnung des Deformationsfeldes und die Deformation des CT-Datensatzes im Mittel weniger als sechs Minuten benötigt. Somit ist auch die automatische deformierbare Registrierung noch immer schneller als die manuelle rigide Registrierung durch den Chirurgen. Weiterhin erlaubt die geringe Zeitspanne weitere Aufnahmen von Ultraschalldaten während des Eingriffes um so eventuell auftretende Deformationen erneut auszugleichen. Auch fehlerhafte Registrierungen, ausgelöst durch Ultraschallaufnahmen geringer Qualität, können so wiederholt werden.

Ein beispielhaftes Ergebnis der Landmarkenverfeinerung ist in Abbildung 4.48 gezeigt. Es ist eindeutig zu erkennen, inwieweit die Verbesserungen an der erweiterten Suche dazu beigetragen haben, dass mehr Gefäßsegmente als korrespondierend erkannt werden konnten. Mit diesen Korrespondenzen konnte die in Abbildung 4.49 gezeigte rigide Registrierung berechnet werden. Weiterhin ist die Berechnung der Deformation des CT-Datensatzes, wie in Abbildung 4.50 gezeigt, möglich.

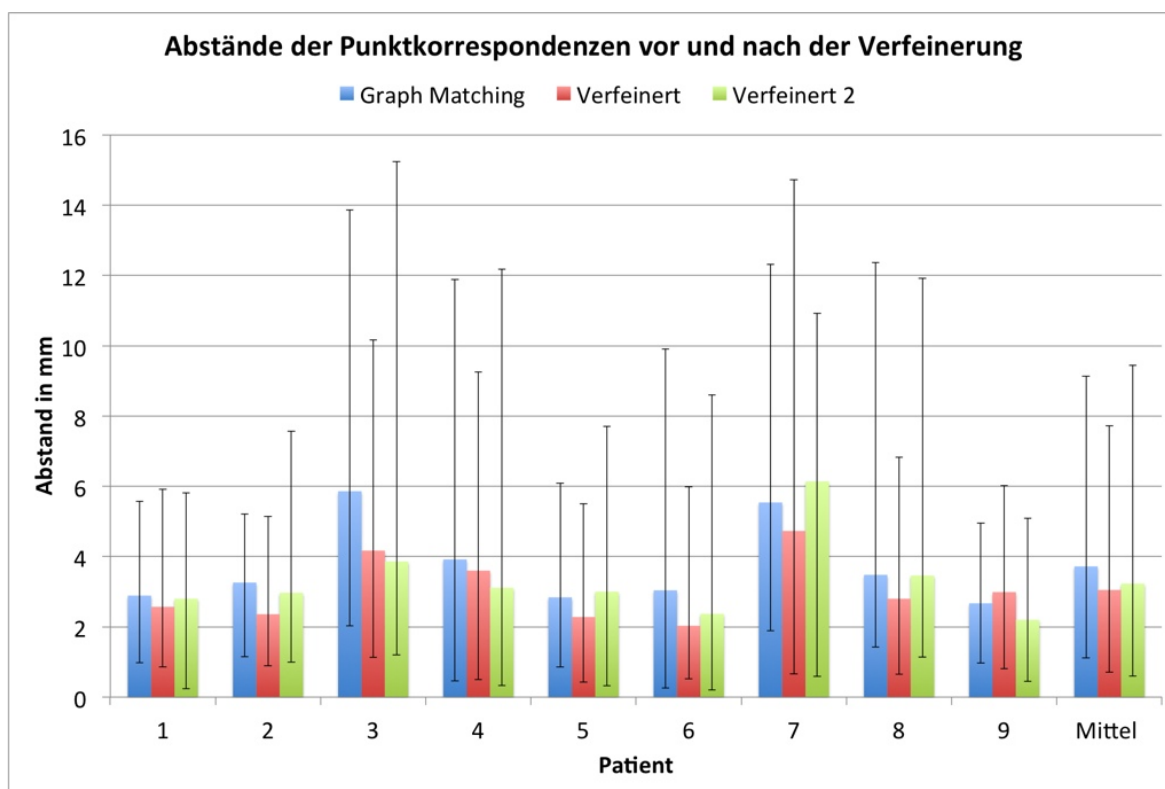


Abbildung 4.47.: Vergleich der Abstände korrespondierender Landmarken resultierend aus dem Graph Matching, der Verfeinerung der Landmarken und der verbesserten Verfeinerungsmethode „Verfeinert 2“ jeweils nach einer rigiden Registrierung. Die mittleren Abstände in mm sind durch die Balken angegeben. Die Linien zeigen den Bereich der gemessenen Abstände an.

Tabelle 4.8.: Angegeben wird die Anzahl der Punkte nach dem Graph Matching, nach der Verfeinerung der Landmarken „Verfeinert“ und mit der verbesserten Verfeinerungsmethode „Verfeinert 2“. Die Abstände sind in mm angegeben und wurden nach der rigiden Registrierung für korrespondierende Landmarken innerhalb der Gefäße berechnet.

Patient	Anzahl bijektiver Landmarken				Distanzen in mm		
	Graph Matching	Verfeinert	Verfeinert 2	Zuwachs	Min	Max	Mittel
1	7	54	89	65 %	0,24	5,82	2,80
2	8	47	59	26 %	0,99	7,57	2,97
3	9	44	56	27 %	1,20	15,25	3,86
4	11	71	109	54 %	0,33	12,18	3,11
5	8	34	61	79 %	0,32	7,71	3,00
6	14	66	77	17 %	0,20	8,60	2,37
7	14	56	61	9 %	0,59	10,92	6,14
8	9	48	66	38 %	1,14	11,92	3,46
9	6	40	54	35 %	0,45	5,09	2,20
Mittel	9,6	51,1	70,2	37 %	0,60	9,45	3,23

4.4.2.3. Deformierbare Registrierung

Für die Evaluation der Genauigkeit rigider Registrierungsergebnisse existiert eine Vielzahl von Möglichkeiten. In der Literatur werden häufig verschiedene Messwerte wie z. B. die Menge der Überlappung zuvor segmentierter Gewebe, Bilddifferenzen oder Ähnlichkeitsmaße bestimmt. Letztlich ist bereits das Wissen über die genaue Lage dreier nicht kollinear Landmarken ausreichend, um die rigide Registrierung exakt zu beschreiben. Rohlfing hat in seiner Arbeit gezeigt [Roh12], dass diese Messwerte jedoch für die Evaluation deformierbarer Registrierungen unzureichend ist. Einzig die Messung der Überlappung lokal begrenzter Regionen führt zu aussagekräftigen Ergebnissen. Aus diesem Grund wurde für die Evaluation der deformierbaren Registrierung auf die Messung von Distanzen zwischen natürlichen Landmarken in den Datensätzen zurückgegriffen. Dies deckt sich auch mit der von Wein et al. verwendeten Evaluationsmethode, bei der durch einen Chirurgen 5-16 natürliche Landmarken in der Leber gewählt wurden, deren Distanzen nach rigider und deformierbarer Registrierung ausgewertet werden konnten.

Um die Korrektheit der Deformationsberechnung aus den Landmarken zu evaluieren, wurden Gefäßstrukturen aus prä- und postoperativen CT-Daten eines Patienten extrahiert. Da die Evaluation anhand von klinischen Patientendaten durchgeführt wird, war es nicht möglich, künstliche Zielstrukturen in das Gewebe einzubringen, um die Registrierungsgenauigkeit zu messen. Weiterhin konnte auch der Tumor nicht als Zielstruktur definiert werden, da dieser in den postoperativen Daten nicht mehr enthalten ist. Aus diesem Grund wurden vier Teilbäume aus den segmentierten Gefäßstrukturen der CTs als Ziele für die Registrierung definiert. Entlang der extrahierten Gefäßmittellinien wurden nach dem Graph Matching Landmarken mit der Verfeinerungsmethode definiert. Das Resultat waren 325 bijektive Landmarken im Vergleich zu 48 Korrespondenzen aus dem Graph Matching. Auf die vier Teilbäume entfielen hiervon einmal zehn, zweimal sieben und einmal elf Landmarken.

Basierend auf den Positionsunterschieden zwischen korrespondierenden Landmarken wurde zunächst eine rigide Registrierung bestimmt und im Anschluss daran mithilfe der Thin-Plate-Splines und der Elastic-Body-Splines jeweils ein Deformationsfeld berechnet. In beiden Registrierungen wurden die vier zuvor als Ziele definierten Teilbäume nicht verwendet. Im Anschluss wurden alle Landmarken ausgehend von der rigiden Registrierung entsprechend der beiden Deformationsfelder transformiert. Das Ergebnis der deformierbaren Registrierung ist in Abbildung 4.51 dargestellt.

Die verbleibenden Distanzen zwischen den bijektiven Landmarken der vier Zielbäume sind in Abbildung 4.52 zusammengefasst und in Tabelle 4.9 noch einmal detailliert aufgelistet.

In drei von vier Fällen konnte durch die Deformation eine Reduktion des Target-Registration-Errors im Vergleich zur rigiden Registrierung erreicht werden, unabhängig von der verwendeten Art der Splines. Die Thin-Plate-Splines verbesserten das Registrierungsergebnis um bis zu 61 % mit einer mittleren Verbesserung der Genauigkeit von 44 %. Die maximale Verbesserung bei Verwendung der Elastic-Body-Splines betrug 43 % (für den gleichen Teilbaum wie auch im Falle der Thin-Plate-Splines). Im Mittel betrug die Verbesserung hier 35 %.

Für einen Teilbaum schlug die deformierbare Registrierung für beide Arten der Splines fehl (siehe Zweig #4 links unten in Abbildung 4.51). Im Falle der Thin-Plate-Splines verschlechterte sich das Registrierungsergebnis hier im Mittel um 23 % und für die Elastic-Body-Splines um 59 %. Betrachtet man die Lage der Landmarken nach der Registrierung, so erkennt man, dass die Deformation die Gefäßverläufe aufeinander abgebildet hat. Der Grund für den verbleibenden Target-Registration-Error ist demnach eine Verschiebung der Landmarken entlang des Gefäßverlaufes. Der Grund hierfür ist eine unzureichende Unterstützung der Deformation durch umgebende Gefäße. Eine Erfolg versprechende Lösung für das Problem wäre die Registrierung der Leberoberfläche aus dem CT und dem Ultraschall, wodurch zusätzliche Randbedingungen für die Berechnung des Deformationsfeldes definiert werden könnten.

Tabelle 4.9.: Distanzmessungen in mm zwischen korrespondierenden Landmarken in vier Gefäßbäumen. Die Ergebnisse der CT- zu CT-Registrierung werden für den rigiden Fall (R) und die Deformation mit Thin-Plate-Splines (TPS) bzw. Elastic-Body-Splines (EBS) angegeben. Die Korrespondenzen in den vier Bäumen wurden nicht für die Berechnung der rigiden Registrierung und des Deformationsfeldes verwendet und werden daher nach der Registrierung als Zielstrukturen angesehen. Die letzte Zeile gibt die mittlere Verbesserung der Registrierung in % an. Die vier Teilbäume sind in Abbildung 4.51 dargestellt.

	Abstand in mm zwischen korrespondierenden Landmarken											
	Zweig #1			Zweig #2			Zweig #3			Zweig #4		
	R	TPS	EBS	R	TPS	EBS	R	TPS	EBS	R	TPS	EBS
Min	2,11	0,73	1,23	2,75	0,98	0,55	5,08	1,46	1,97	2,28	1,91	3,02
Max	7,17	5,74	5,40	6,23	5,75	9,63	6,68	2,83	7,01	7,03	7,80	12,49
Mittel	4,86	3,03	2,83	3,93	2,62	3,06	5,94	2,29	3,38	4,58	5,65	7,30
Verb, %	—	37,69	41,83	—	33,34	22,10	—	61,41	43,12	—	-23,35	-59,42

4.4.2.4. Fazit zur gefäßbasierten Registrierung

Ein Beitrag dieser Arbeit ist die bijektive Verfeinerung der Gefäßgraphen, welche aus den segmentierten Gefäßstrukturen generiert wurden. Hierbei ist es gelungen, die Eineindeutigkeit der Beziehung zwischen den Landmarken aufrecht zu erhalten und eine hohe Anzahl weiterer bijektiver Landmarken entlang der Gefäßmittellinien hinzuzufügen. Mithilfe dieser bijektiven Landmarken wurde es möglich, ein Deformationsfeld unter Verwendung der Thin-Plate- und Elastic-Body-Splines zu berechnen. Diese Vorgehensweise weist einige Vorteile gegenüber der in der Literatur beschriebenen Registrierung anhand von Iterative-Closest-Point-Verfahren auf.

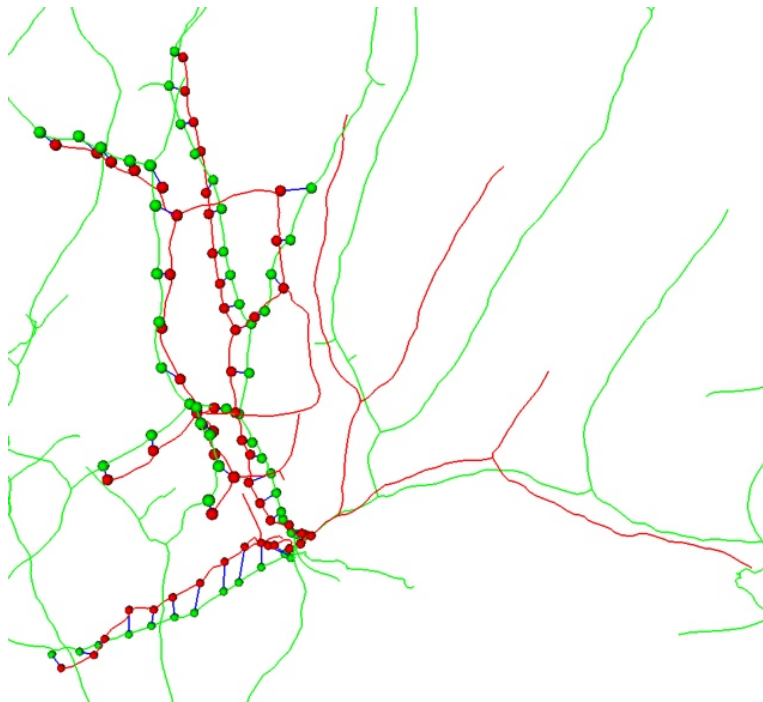
Im Mittel wurde bei der rigiden Registrierung basierend auf den Landmarken aus dem Graph Matching eine Genauigkeit von 3,45 mm ermittelt. Für weitere manuell definierte Korrespondenzen ergab sich eine mittlere Genauigkeit von 5,01 mm. Da für alle intraoperativ auszuführenden Schritte im Durchschnitt weniger als drei Minuten benötigt werden, kann das System intraoperativ eingesetzt werden und ist in der Lage, die Dauer der Intervention zu verkürzen.

Basierend auf der visuellen Analyse der Registrierungsergebnisse hat ein erfahrener Chirurg bestätigt, dass das System in wesentlich kürzerer Zeit qualitativ bessere Registrierungsergebnisse liefert als die bisher ausgeführte manuelle Registrierung. Hierbei ist festzuhalten, dass die derzeitige Evaluation der manuellen Registrierung in der Klinik auch nur auf der visuellen Inspektion von Schichtbildern beruht.

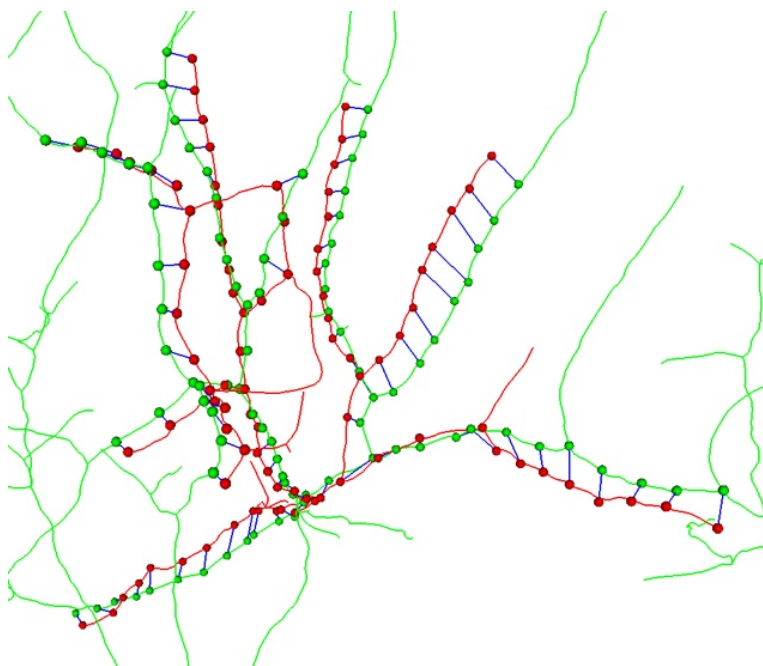
Um die Berechnung eines glatten Deformationsfeldes zu ermöglichen, wurden mit der Landmarkenverfeinerung weitere bijektive Punktkorrespondenzen entlang der Gefäßmittellinien erzeugt. Durch eine Verbesserung des Verfahrens konnten weitere Gefäßsegmente gematcht und somit im Mittel 37 % mehr Landmarken definiert werden. Im Durchschnitt ist die Methode in der Lage, die Anzahl der Landmarken von 9,6 nach dem Graph Matching auf 70,2 zu erhöhen und diese Landmarken homogen über die Gefäßstrukturen zu verteilen.

Die Deformation des CTs kann den verbleibenden Target-Registration-Error um bis zu 61 % senken. Hierbei wurde der Fehler in drei von vier Fällen im Mittel um 44 % reduziert. In der Zukunft soll dies durch die Einberechnung der Oberflächendeformation noch weiter verbessert werden.

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

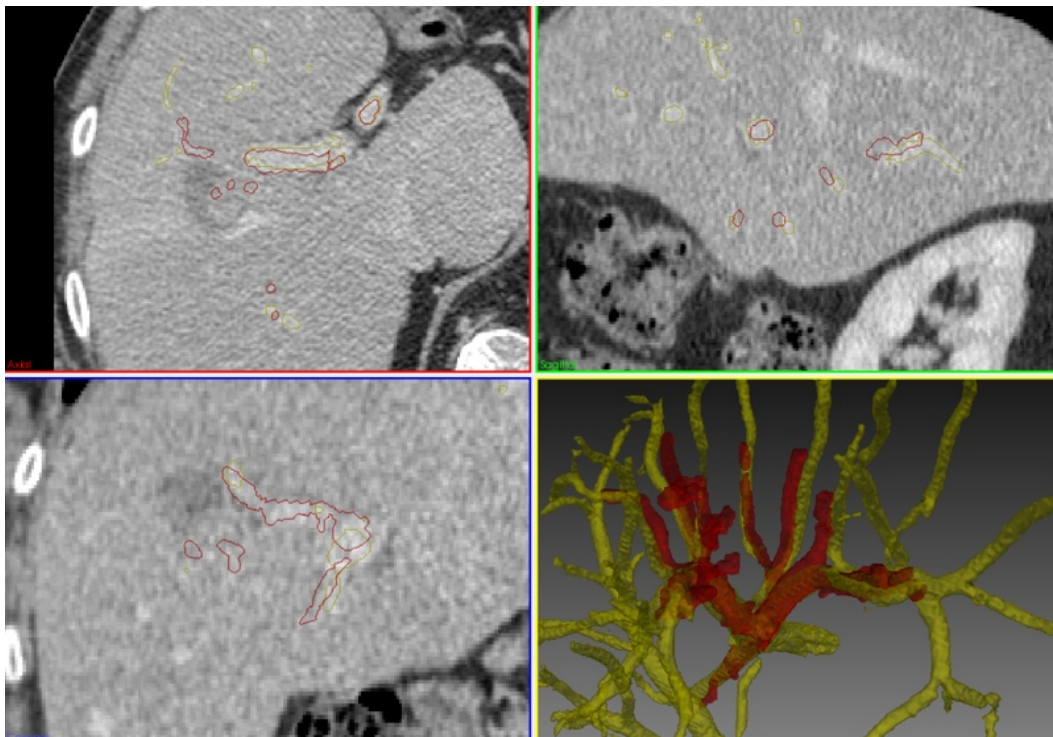


(a) Landmarkverfeinerung

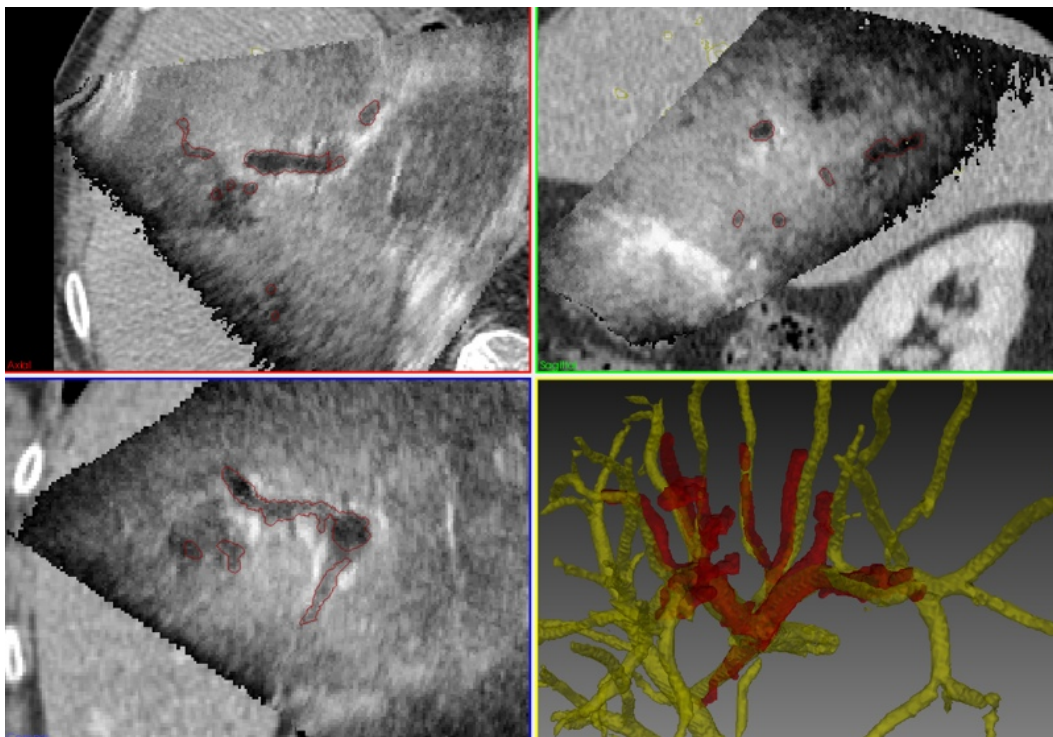


(b) Verbesserte Landmarkverfeinerung

Abbildung 4.48.: Ergebnis der Landmarkverfeinerung. Gezeigt ist die Verfeinerungsmethode vor (Abbildung 4.48a) und nach den Verbesserungen für die externe Suche nach weiteren korrespondierenden Gefäßsegmenten (Abbildung 4.48b). Die grünen Linien repräsentieren die Gefäßmittellinien eines Teils der Gefäße, welche aus dem CT-Datensatz segmentiert wurden. Die roten Linien entsprechen den Gefäßmittellinien aus dem Ultraschall. Die Kugeln repräsentieren entsprechend ihrer Färbung Landmarken aus den Datensätzen und können für eine Registrierung verwendet werden.



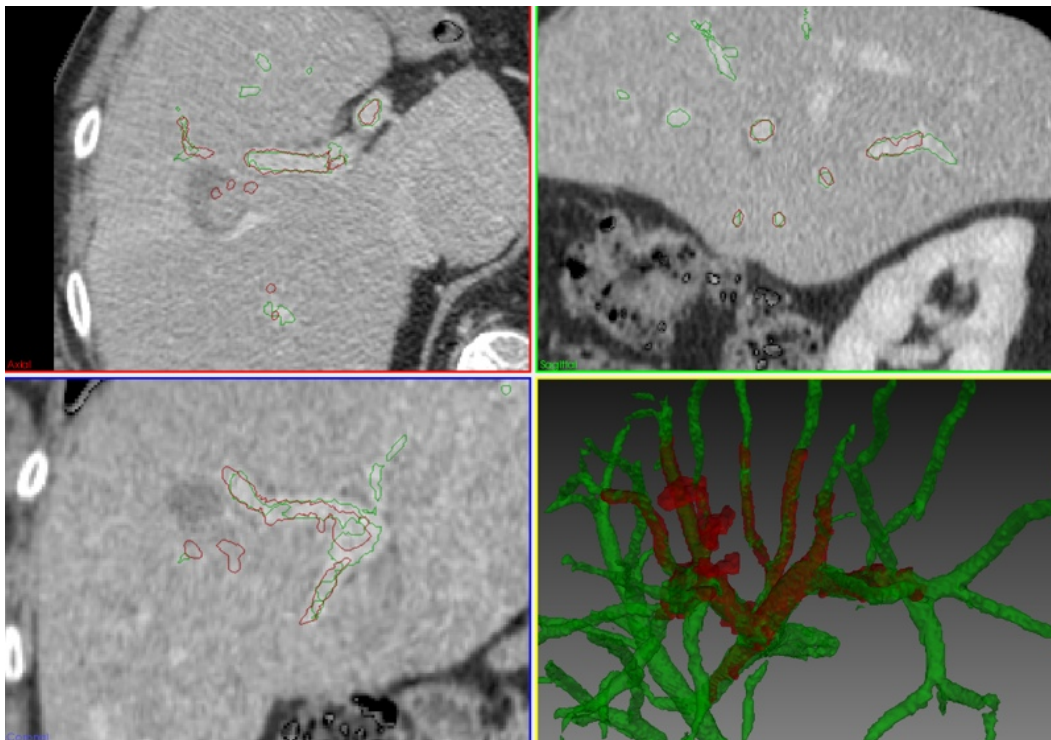
(a) CT-Schichten mit überlagerten Gefäßoberflächen aus dem CT (gelb) und Ultraschall (rot).



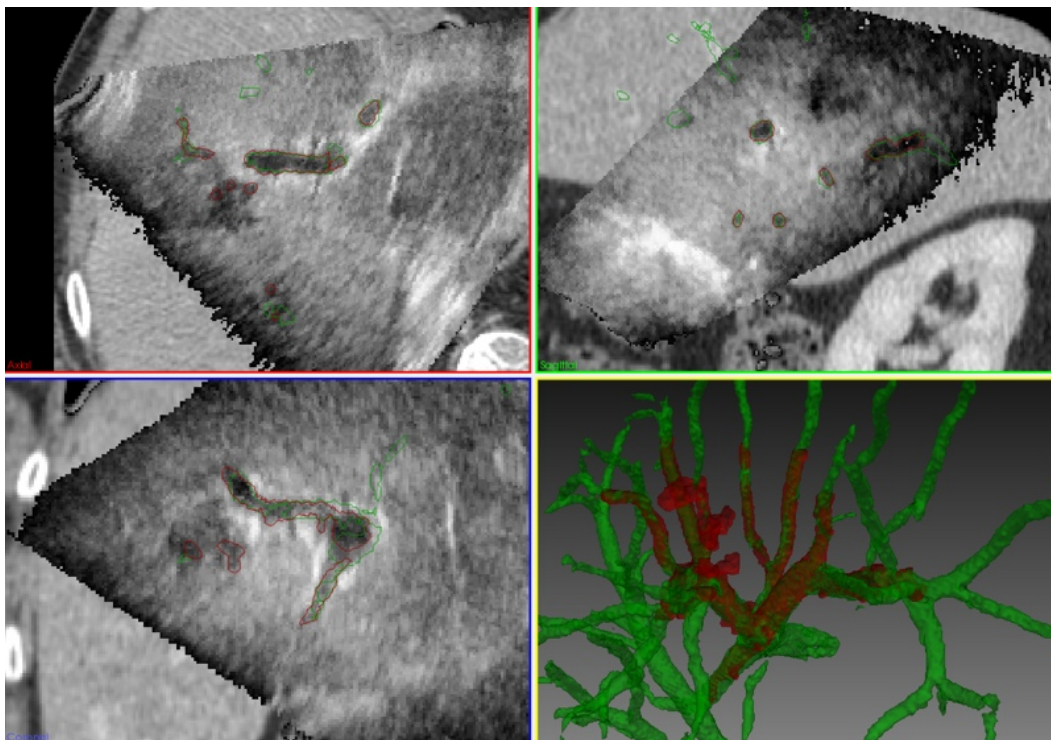
(b) CT-Schichten mit überlagerten Ultraschallschichten und den Gefäßoberflächen aus dem Ultraschall (rot).

Abbildung 4.49.: Überlagerung der Schichtbilddaten des Patienten aus Abbildung 4.48 nach der rigiden Registrierung basierend auf den Korrespondenzen aus der Landmarkenverfeinerung.

4. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten



(a) CT-Schichten mit überlagerten Gefäßoberflächen aus dem CT (grün) und Ultraschall (rot).



(b) CT-Schichten mit überlagerten Ultraschallschichten und den Gefäßoberflächen aus dem Ultraschall (rot).

Abbildung 4.50.: Überlagerung der Schichtbilddaten des Patienten aus Abbildung 4.48 nach der deformierbaren Registrierung basierend auf den Korrespondenzen aus der Landmarkenverfeinerung.

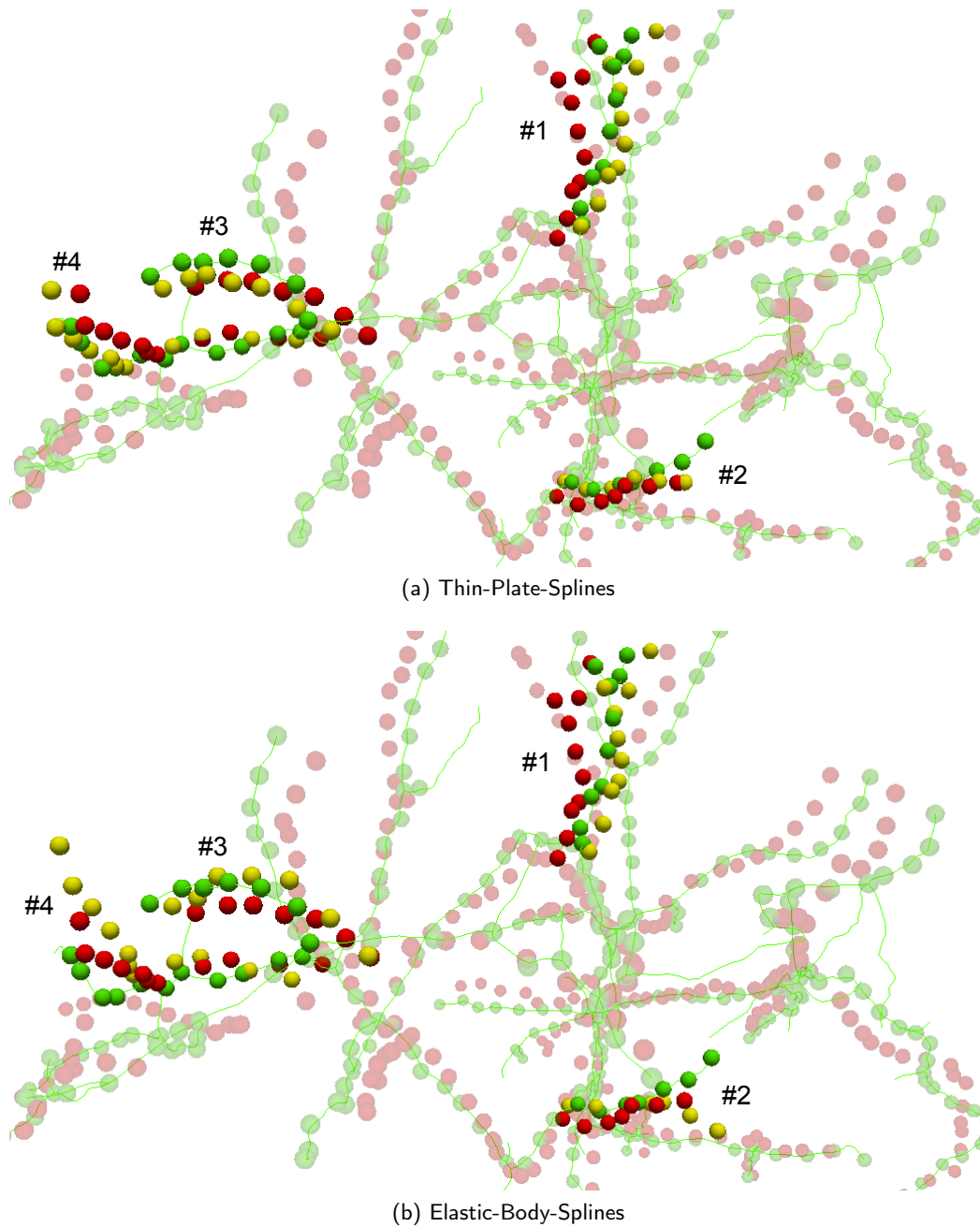


Abbildung 4.51.: Deformation der Landmarken in Gefäßen zweier CT-Datensätze. Die hervorgehobenen Kugeln entsprechen den Landmarken in vier als Zielstrukturen definierten Teilbäumen. In Grün sind die Landmarken aus dem postoperativen CT dargestellt. Rote Kugeln repräsentieren die Landmarken aus dem präoperativen CT nach der rigiden Registrierung. Die gelben Kugeln sind das Ergebnis der Landmarkentransformation mit dem berechneten Deformationsfeld. Die Nummern der Teilbäume lassen eine Zuordnung mit Tabelle 4.9 zu.

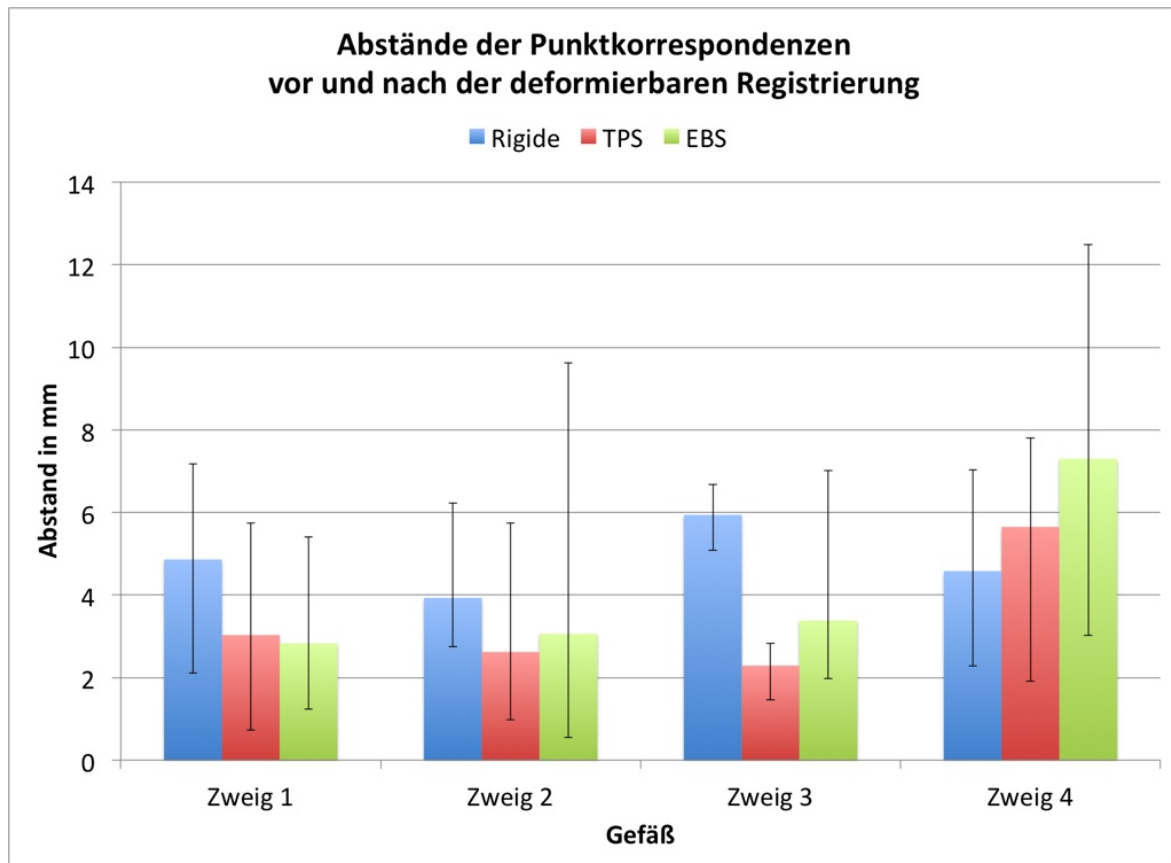


Abbildung 4.52.: Distanzmessungen in mm zwischen korrespondierenden Landmarken in vier Gefäßbäumen. Die Ergebnisse der CT- zu CT-Registrierung werden für den rigiden Fall und die Deformation mit Thin-Plate-Splines (TPS) bzw. Elastic-Body-Splines (EBS) angegeben. Die mittleren Abstände in mm sind durch die Balken angegeben. Die Linien zeigen den Bereich der gemessenen Abstände an.

5. Regmentation

Inhalt

5.1. Stand der Technik	129
5.2. Regmentation für die Gefäßsegmentierung	129
5.2.1. Erzeugung des Maskenbildes	130
5.2.2. Hervorhebung der Ultraschall-Vesselness	134
5.2.3. Verbesserte Gefäßsegmentierung	134
5.2.4. Artefaktbereinigung	137
5.2.5. Korrektur der Gefäßdurchmesser	137
5.3. Ergebnisse	139
5.3.1. Vorteile durch die verbesserte Gefäßsegmentierung	139
5.3.2. Limitierungen des entwickelten Ansatzes	145

Der Begriff Regmentation wird verwendet, wenn eine Registrierung von Bilddaten (engl. Registration) mit einer Segmentierung von Strukturen aus diesen Bilddaten (engl. Segmentation) unter Verwendung von Formwissen einhergeht und während der Regmentation nicht zwischen den beiden Prozessen unterschieden werden kann. Im Rahmen dieser Arbeit wird die Regmentation erstmals für die Verbesserung der Gefäßsegmentierung und der gefäßbasierten Registrierung eingeführt.

5.1. Stand der Technik

Der Begriff Regmentation wurde erstmals von Erdt et al. [ESS12] in der Literatur erwähnt. Die Idee, Segmentierung und Registrierung zu kombinieren ist jedoch nicht neu. Sie bildet die Grundlage der modellbasierten Segmentierung. Hierbei wird eine Registrierung von gelernten Modellen an Patientendaten durchgeführt, woraus eine automatische Segmentierung aller im Modell enthaltener Strukturen erfolgt. Als Beispiel sei hier die modellbasierte Segmentierung von Organen genannt.

Erdt et al. haben in [ESS12] eine sehr ausführliche Klassifikation der in der Literatur vorgestellten Segmentierungs- und Registrierungsmethoden vorgenommen und dabei festgestellt, dass ein großer Teil der Methoden in den Bereich der Regmentation fällt und somit für beide Aufgaben geeignet ist.

5.2. Regmentation für die Gefäßsegmentierung

Die Regmentation kombiniert das Wissen aus der Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten und der gefäßbasierten Registrierung von CT- und Ultraschallbilddaten mit dem Ziel Probleme, welche in dem jeweils anderen Verarbeitungsschritt auftreten, zu überwinden. Hierzu zählen die Übersegmentierung von Gefäßen im Ultraschall durch schwachen Kontrast (z. B. im Bereich von Schallartefakten) und der daraus resultierenden geringen Qualität der berechneten Gefäßartigkeit (Vesselness) sowie eine geringe Qualität der berechneten Deformation des CTs aufgrund unzureichender Segmentierung von Gefäßstrukturen aus dem Ultraschall. Durch ein kontinuierliches

5. Regmentation

wiederholtes Austauschen der Rollen beider Prozesse kann eine schrittweise Verbesserung der Ergebnisse erreicht werden.

Die Grundannahme bei der hier vorgeschlagenen Regmentation ist dabei, dass aus dem CT alle Gefäßstrukturen in hoher Qualität segmentiert werden konnten, das Ultraschall jedoch aufgrund der besonderen Bildgebungseigenschaften Fehler in der Segmentierung aufweist. Ersteres haben Bauer et al. in ihrer Arbeit [BPS⁺10] anhand von Phantomexperimenten gezeigt. Aus diesem Grund übernimmt das CT die Führung des Regmentation-Prozesses und gibt an, wo im Ultraschallvolumen nach weiteren Gefäßen gesucht werden soll. Allerdings ist es umgekehrt auch denkbar, dass das Ultraschall bei der Suche nach weiteren Gefäßen im CT helfen kann, falls z. B. aufgrund einer schlechten Kontrastmittelverteilung die Gefäße im CT nur schwer segmentierbar sind. Auch dies würde zu einer Verbesserung der deformierbaren Registrierung beitragen, wurde allerdings im Rahmen dieser Arbeit nicht weiter behandelt.

Mithilfe der Regmentation kann nach einer erfolgten deformierbaren Registrierung eine Verbesserung der Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbildern erfolgen, indem das Wissen über die Lage der Gefäße aus den CT-Bilddaten herangezogen wird. Auf diese Weise wird bei der erneut durchgeführten Gefäßsegmentierung eine Steigerung der Menge an Gefäßinformation erreicht. Bereits nach diesem Schritt kann von einer Regmentation gesprochen werden. In der Wiederholung der deformierbaren Registrierung, welche in Abbildung 5.1 durch den zurückkehrenden Pfeil dargestellt wird, liegt jedoch die Besonderheit der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Regmentation. Diese Wiederholung bringt eine iterative Verbesserung des Ergebnisses der deformierbaren Registrierung mit sich und kann für einen erneuten Durchlauf der Regmentation verwendet werden.

Der prinzipielle Ablauf der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Regmentation-Methode wird in Abbildung 5.1 gezeigt. Die Regmentation setzt nach der in Abschnitt 4.2.2 beschriebenen gefäßbasierten Registrierung an. Nach erfolgter Deformation des CT-Datensatzes können aus den deformierten Gefäßstrukturen erneut die Mittellinien extrahiert und eine Graphenrepräsentation erzeugt werden (heller Bereich in Abbildung 5.1). Diese bilden die Grundlage für die Verarbeitungsschritte der verbesserten Gefäßsegmentierung (dunkler Bereich in Abbildung 5.1), auf die im Folgenden eingegangen wird.

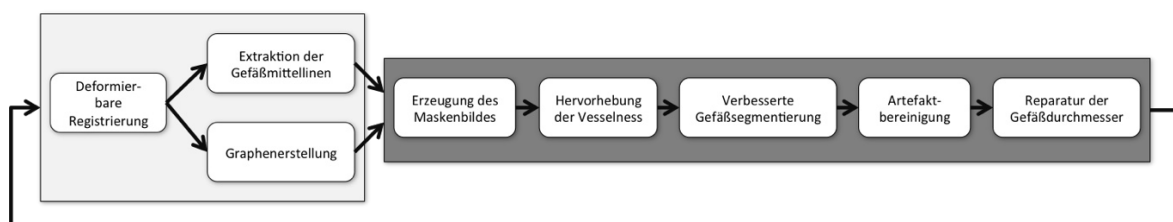


Abbildung 5.1.: Ablauf der Regmentation für die Verbesserung der Gefäßsegmentierung und Registrierung.

5.2.1. Erzeugung des Maskenbildes

Das Maskenbild legt den Bereich im Ultraschallvolumen fest, in dem noch Gefäße vermutet werden. Die Grundlage hierfür bildet das Wissen über die Gefäßlage aus den registrierten CT-Bilddaten. Das Maskenbild ist als binäres Volumen definiert, in dem an den Endpunkten der Ultraschallgefäße Suchräume eingetragen werden. Somit ist es möglich, in den Bereichen hoher Gefäßwahrscheinlichkeit mit angepassten Schwellwerten im Vesselness-Bild zu suchen und gleichzeitig den bereits segmentierten Teil des Ultraschallvolumens nicht zu betrachten, was der Vermeidung von Artefakten und von einer Übersegmentierung dient.

Um die Suche nach weiteren Gefäßen zu leiten, muss die Maske die folgenden Kriterien erfüllen:

- Definition eines lokalen Suchraumes um bekannte Endpunkte der Gefäßstrukturen des Ultraschalls
- Ausweitung des Suchraumes mit zunehmender Distanz von bekannten Gefäßstrukturen
- Beachtung der lokalen Gefäßeigenschaften „Richtung“ und „Durchmesser“

Die Position der Suchräume ergibt sich aus dem Gefäßgraphen des Ultraschalldatensatzes. Aus diesem lassen sich die Endpunkte der Ultraschallgefäße leicht extrahieren, da an diesen Punkten nur eine Gefäßkante anliegt.

Bei der Segmentierung des weiteren Gefäßverlaufes kann davon ausgegangen werden, dass das Gefäß ausgehend vom derzeitigen Endpunkt mit einem ähnlichen Durchmesser weiter verläuft bzw. dieser Durchmesser an Bifurkationen abnimmt. Der Gefäßdurchmesser kann hierbei aus dem korrespondierenden Segment des CT-Gefäßgraphen abgelesen werden. Um sowohl diesen Durchmesser zu beachten als auch die Ausweitung des Suchraumes mit der Entfernung zum bekannten Gefäßende umzusetzen, wird jeder Suchraum durch einen Kegel repräsentiert. Für dickere Gefäße werden hierbei auch größere Kegel verwendet, da davon ausgegangen wird, dass sowohl der Gefäßdurchmesser groß bleibt als auch das Gefäß auf längerer Strecke verfolgt werden kann. In Einzelfällen kann es vorkommen, dass die Kegel nicht den gesamten Gefäßverlauf im Ultraschallvolumen abdecken und Gefäße somit nur unvollständig segmentiert werden. Hierbei könnte ein iterativer Ansatz Abhilfe schaffen.

Zu guter Letzt bleibt noch die Ausrichtung der Kegel, welche die Suchrichtungen für die weitere Gefäßsegmentierung vorgeben. Dies ist ein besonders wichtiger Schritt, da in der Segmentierung viele Gefäßenden an Bifurkationen der Gefäße auftreten. An diesen Stellen weichen die Gefäße von der tubulären Struktur ab und werden eher klecksförmig. Aus diesem Grund sinken die Vesselness-Werte an diesen Stellen ab, was zu Unterbrechungen des Gefäßes bei der Region-Growing-basierten Segmentierung aus B-Mode-Bilddaten führen kann. Auch durch die in Abschnitt 3.2.1 beschriebenen Level-Set-Methoden kann dies nicht immer überwunden werden. Somit ist es wichtig, dass die Suchräume so orientiert sind, dass möglichst alle noch nicht segmentierten Gefäße, welche vom derzeitigen Endpunkt ausgehen, mit eingeschlossen sind. Für die Approximation der Gefäßrichtung wurden mehrere Ansätze evaluiert:

1. Richtung des Gefäßsegmentes aus dem Ultraschallgraphen
2. Richtung der Mittellinie des Ultraschallgefäßsegmentes in der Nähe des Endpunktes
3. Richtung des Gefäßsegmentes aus dem CT-Graphen
4. Richtung der Mittellinie des CT-Gefäßsegmentes in der Nähe des Endpunktes

Die erste Methode, welche für die Ausrichtung des Kegels in Abbildung 5.2a verwendet wurde, lässt sich direkt umsetzen, da hierfür nur die Richtung des Gefäßsegmentes aus dem Ultraschallgraphen, welches am Endpunkt ansetzt, invertiert werden muss. Da jedoch die Ultraschallbilddaten keine Information über eine etwaige Bifurkation enthalten, ist diese Art der Orientierung eher ungeeignet. Das gleiche gilt für die zweite Methode, welche in Abbildung 5.2b gezeigt ist. Diese beachtet zwar die lokale Orientierung des Gefäßes am Endpunkt, kann jedoch auch an Bifurkationen nicht alle weiteren Gefäßverläufe erkennen. Beiden Methoden gemein ist, dass auf diese Weise keine Regmentation im Sinne dieser Arbeit durchgeführt wird, sie sind lediglich als Notbehelf zu betrachten, falls an einem betrachteten Gefäßende der Ultraschallsegmentierung keine Gefäßstrukturen aus dem CT vorliegen und dennoch nach einem weiteren Gefäßverlauf gesucht werden soll.

Aus den oben genannten Gründen sind die beiden Methoden, bei denen die Gefäßverläufe aus den deformierten CT-Bilddaten betrachtet werden, besser geeignet und entsprechen der Regmentation-Idee aus dieser Arbeit. Die Verwendung der Richtungsinformation aus dem CT-Graphen hat hierbei den Vorteil, dass der Gefäßverlauf abstrakt als Liniensegment zwischen den Knoten approximiert ist und somit der Suchraum daran ausgerichtet wird. Hierdurch ist es gegeben, dass der weiter

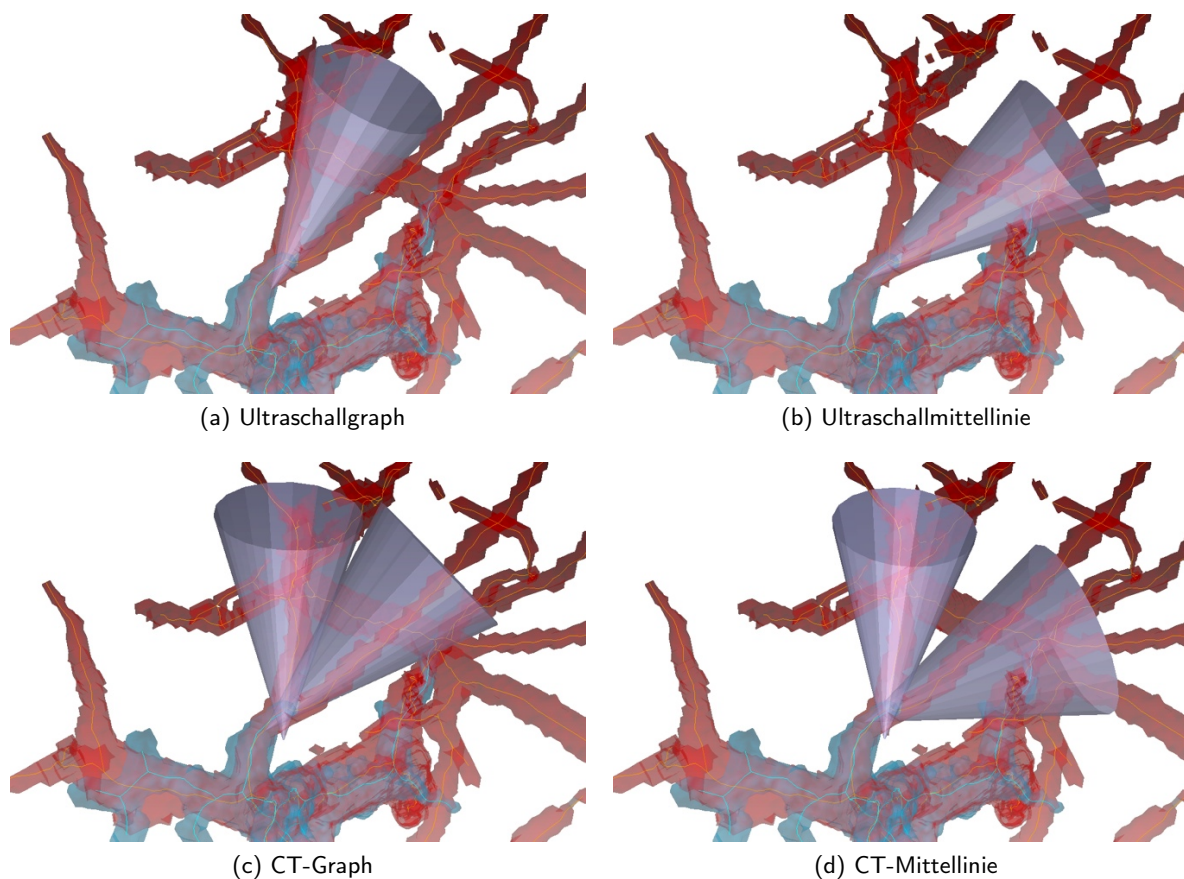


Abbildung 5.2.: Verschiedene Möglichkeiten der Approximation des Gefäßverlaufes. Quelle: [Wei13]

vom Endpunkt entfernte Gefäßverlauf vollständig im Suchraum liegt (vergleiche Abbildung 5.2c). Es kann jedoch passieren, dass bei leicht gekrümmten Gefäßen der Suchraum in der Nähe des Endpunktes nicht weit genug gefasst ist und das Gefäß somit außerhalb liegt. Hierbei hilft die Orientierung des Suchraumes anhand der Gefäßmittellinie des CTs am Endpunkt, wie in Abbildung 5.2d dargestellt.

Bei der Verwendung der Information aus dem CT ist es notwendig, aus allen Gefäßsegmenten, die am Endpunkt ansetzen, dasjenige zu bestimmen, welches mit dem bereits bekannten Ultraschallgefäß korrespondiert. Für alle anderen Segmente aus dem CT werden dann Kegel initialisiert.

Insgesamt ist die vierte Methode bei der Verarbeitung der Ultraschallbilddaten am robustesten und führt zu den besten Ergebnissen der verbesserten Gefäßsegmentierung. Aus diesem Grund wird sie standardmäßig verwendet. Die Eigenschaften der vier Methoden werden in Tabelle 5.1 noch einmal zusammengefasst.

Mit dem Wissen über die Richtung der gesuchten Gefäßsegmente können die Kegel an jedem der Endpunkte im Raum orientiert werden. Hierbei liegt die Kegelspitze innerhalb des bekannten Gefäßes kurz vor dem Endpunkt und das breite Ende zeigt in Richtung des bestimmten Gefäßverlaufes. Mithilfe der Kegel kann das Maskenbild I_{Mask} generiert werden. Dieses wird zunächst auf die Größe des Ultraschallvolumens initialisiert. Anschließend wird für jedes Voxel innerhalb eines Kegels der Wert auf 1 gesetzt und alle anderen Voxel behalten den Wert 0.

Das Ergebnis der Definition von Suchräumen ist beispielhaft in Abbildung 5.3 gezeigt. Das Maskenbild erfüllt alle oben genannten Kriterien für eine robuste Suche nach weiteren Gefäßsegmenten.

Information für die Richtungsabschätzung	Beachtung der lokalen Gefäßrichtung	Unterstützung von Verzweigungen
Ultraschallgraph	nein	nein
Ultraschallmittellinie	ja	nein
CT-Graph	nein	ja
CT-Mittellinie	ja	ja

Tabelle 5.1.: Eigenschaften der vier Methoden zur Richtungsbestimmung der Suchräume. Quelle: [Wei13]

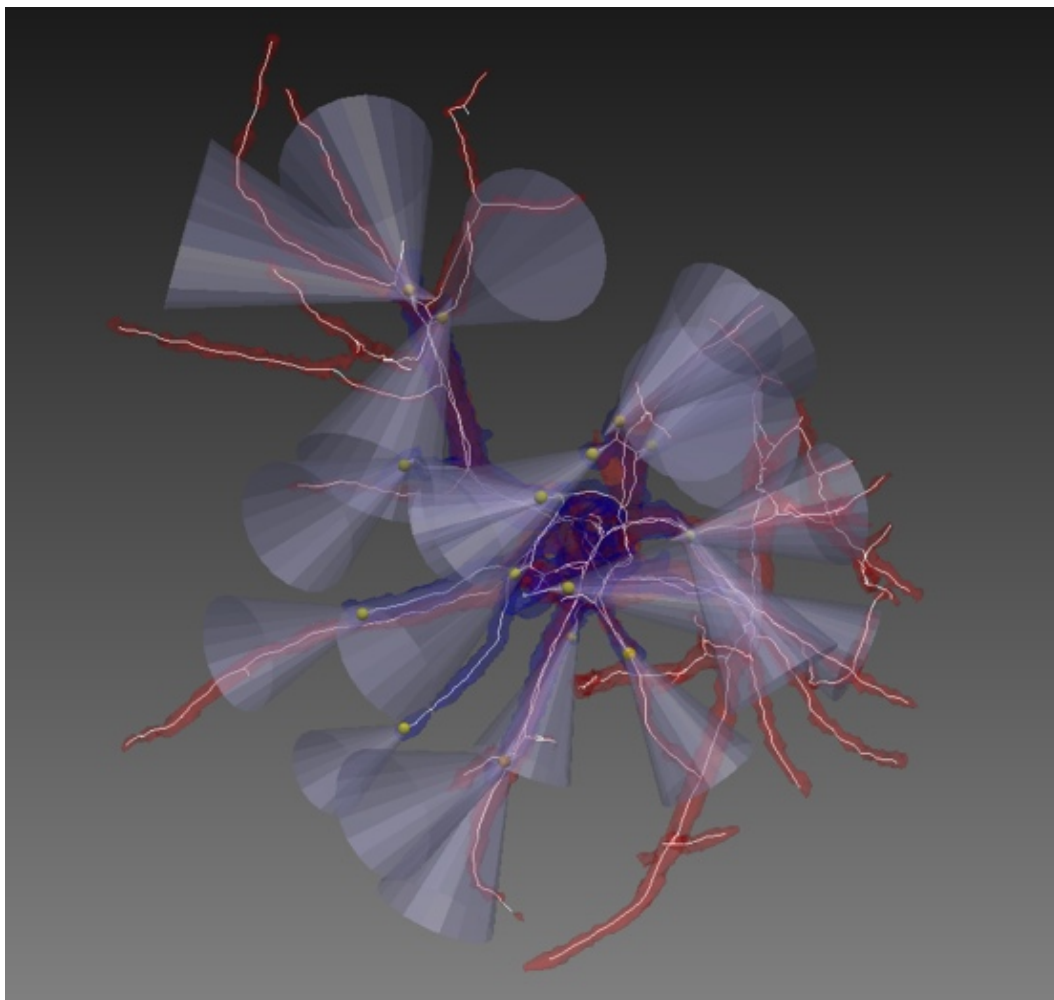


Abbildung 5.3.: Ergebnis der Platzierung von Kegeln zur Definition von Suchräumen für einen Patientendatensatz. Die segmentierten Ultraschallgefäße sind in Blau und die Gefäße aus dem CT in Rot dargestellt. Die weißen Linien repräsentieren die Gefäßmittellinien nach der deformierbaren Registrierung. Die gelben Punkte repräsentieren Endpunkte an denen im Ultraschallvolumen nach weiteren Gefäßen gesucht werden soll. Die Ausrichtung der Kegel erfolgte, soweit vorhanden, an den Gefäßmittellinien aus dem CT und andernfalls an denen aus dem Ultraschall. Quelle: [Wei13]

5.2.2. Hervorhebung der Ultraschall-Vesselness

Das Ziel der Hervorhebung der Vesselness ist es, das Wissen über die Gefäßlage aus dem deformierten CT zu nutzen, um mehr Gefäße aus den Ultraschalldaten extrahieren zu können. Hierzu wird die Vesselness in Bereichen hoher Wahrscheinlichkeit für das Vorhandensein eines Gefäßes verstärkt. Weiterhin sollen die Vesselness-Werte außerhalb der Suchräume möglichst weit gesenkt werden, um Übersegmentierungen durch das Absenken des Schwellwertes bei der späteren Segmentierung zu vermeiden. Für die Hervorhebung wird ein sogenanntes Boost Image berechnet.

Die Wahrscheinlichkeit für das Vorhandensein von Gefäßen kann auf zwei Arten aus den CT-Bilddaten gewonnen werden. Zum einen kann das deformierte CT-Vesselness-Volumen verwendet werden. Dieses beinhaltet neben den bereits extrahierten Gefäßen auch umliegende Gefäße bzw. Strukturen mit hoher Gefäßähnlichkeit. Somit ist es für die Verstärkung der Vesselness in den Ultraschallbildern meist ungeeignet, da es zu einer Übersegmentierung kommen kann. Zum anderen steht mit dem deformierten Gefäßsegmentierungsergebnis aus dem CT ein Bronze Standard für das tatsächliche Vorhandensein von Gefäßen zur Verfügung. Die Verwendung des binären Volumens aus der Segmentierung bietet daher den Vorteil, dass bei der Hervorhebung der Ultraschall-Vesselness nur die Bereiche mit Gefäßen verstärkt werden, und somit Fehlsegmentierungen vermieden werden können. Aus diesem Grund wurde im Rahmen der Arbeit das CT-Segmentierungsergebnis für die Hervorhebung der Ultraschall-Vesselness verwendet. Ein Vergleich der beiden Möglichkeiten zur Hervorhebung ist in Abbildung 5.4 gezeigt.

Da die deformierbare Registrierung die Gefäße aus CT und Ultraschall nur in den bereits segmentierten Bereichen exakt aufeinander abbilden kann, sind im weiteren Verlauf Unterschiede in der Gefäßlage resultierend aus der Organdeformation möglich. So ist nicht ausgeschlossen, dass das Boost Image die Ultraschall-Vesselness nur neben den eigentlichen Gefäßen verstärkt, was zu einer Fehlsegmentierung führen kann. Um diesen Fehler auszugleichen wird das Boost Image mit einem Gauß-Filter mit einer Standardabweichung $\sigma = 2$ geglättet. Hierdurch wird die Gefäßwahrscheinlichkeit auf das umliegende Areal der CT-Gefäße ausgedehnt (siehe Abbildung 5.5). Dies wirkt sich vor allem positiv auf die Segmentierung im weiteren Gefäßverlauf aus.

Zur Hervorhebung der Ultraschall-Vesselness erfolgt die Kombination des Vesselness-Bildes $V_{original}$ mit dem Boosting Image I_{Boost} wie folgt

$$V_{boosted} = \frac{1}{2} V_{original} + \left(\frac{1}{2} V_{original} * I_{boost} * \alpha \right). \quad (5.1)$$

Hierbei ist α ein vom Nutzer gewählter Faktor, welcher das Boosting beeinflusst. In den Experimenten hat sich $\alpha = 5$ als guter Standardwert erwiesen. Das Ergebnis des Boostings ist in Abbildung 5.6 dargestellt.

Das resultierende Volumen $V_{boosted}$ mit den hervorgehobenen Vesselness-Werten wird anschließend mit einem $5 \times 5 \times 5$ Median Filter geglättet. Hierdurch werden kleinere Strukturen eliminiert, die keine Gefäße repräsentieren aber dennoch in den Bilddaten hervorgehoben wurden.

5.2.3. Verbesserte Gefäßsegmentierung

Die Segmentierung zusätzlicher Gefäße erfolgt mit einem globalen Schwellwertverfahren. Dieses verwendet die folgenden Eingabedaten:

- das Maskenbild I_{Mask}
- das hervorgehobene Vesselness-Bild $V_{boosted}$
- einen Schwellwert t .

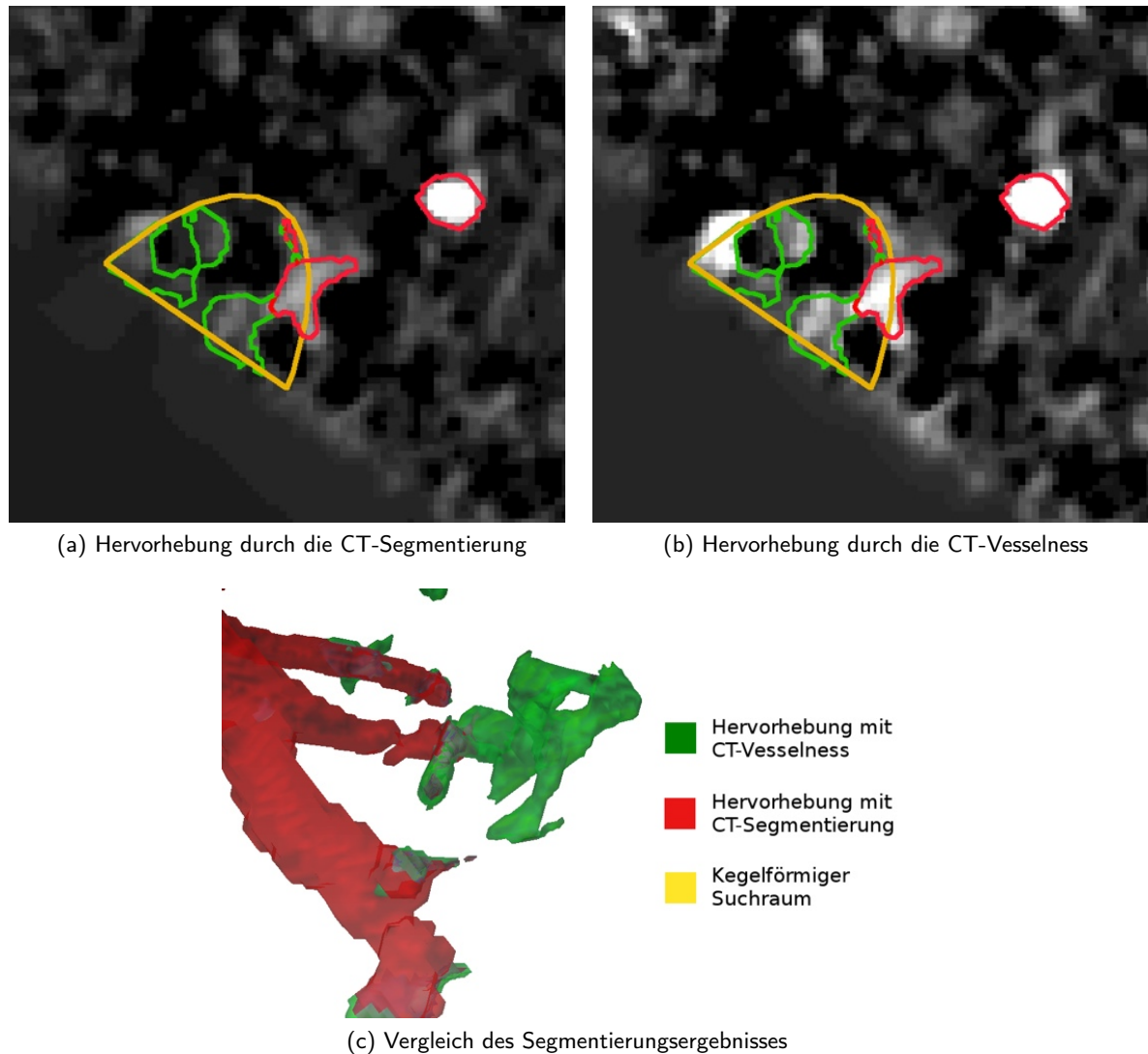
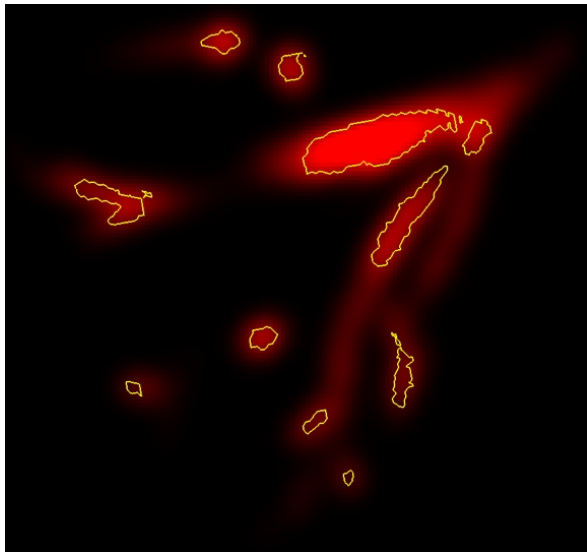
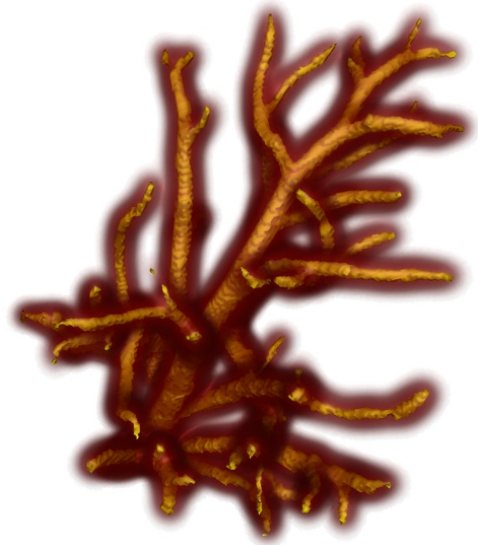


Abbildung 5.4.: Vergleich der verschiedenen Möglichkeiten zur Hervorhebung der Ultraschall-Vesselness. In 5.4a ist zu erkennen, dass die CT-Segmentierung die Vesselness nur lokal um die Gefäße anhebt. Die CT-Vesselness sorgt hingegen, wie in 5.4b gezeigt, dafür, dass auch umliegende Strukturen, die nicht von Interesse sind, eine größere Gewichtung erhalten. In 5.4c sind die Oberflächen der segmentierten Gefäße dargestellt. In Grün ist das Segmentierungsergebnis bei Verwendung der CT-Vesselness gezeigt. Die rote Segmentierung beruht auf der Hervorhebung mit der CT-Segmentierung. Hierbei ist zu erkennen, dass die Verwendung der CT-Vesselness zu einer deutlichen Übersegmentierung führt. In Gelb ist der Schnitt durch einen kegelförmigen Suchraum dargestellt. Quelle: [Wei13]

5. Regmentation

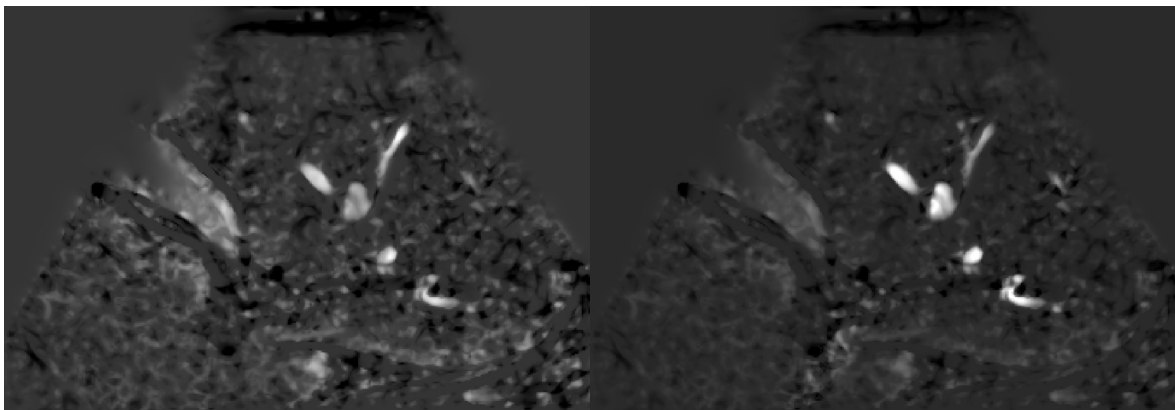


(a) Schichtenansicht



(b) Rendering

Abbildung 5.5.: Ausdehnung der Gefäßwahrscheinlichkeit (rot) der deformierten CT-Gefäße (dargestellt als gelbes Oberflächenmodell) durch die Filterung mit einem Gauß-Kernel.



(a) Original Vesselness

(b) Boosting Ergebnis

Abbildung 5.6.: Auswirkung des Vesselness-Boostings am Beispiel eines Ultraschalldatensatzes. Deutlich sichtbar ist die Hervorhebung der Gefäße gegenüber dem umliegenden Gewebe und anderer gefäßartiger Strukturen in den Bilddaten.

Falls ein Voxel innerhalb des Suchraumes liegt, welcher durch das Maskenbild definiert ist, wird der Wert des Voxels im hervorgehobenen Vesselness-Bild mit dem Schwellwert verglichen. Alle Voxel mit Werten über dem Schwellwert werden dabei als neues Gefäß markiert. Auch wenn der Schwellwert t vom Nutzer bestimmt werden kann, so hat sich der Wert $t = 1$ als robust erwiesen und führte in den meisten Fällen zu einer guten Segmentierung. Somit gilt $\forall v \in V_{boosted}$:

$$S_{masked}(v) = \begin{cases} 0 & v \notin I_{Mask} \vee v < t \\ 1 & v \in I_{Mask} \wedge v > t \end{cases} \quad (5.2)$$

Die separate Betrachtung des Maskenbildes und des Vesselness-Bildes hat hierbei den Vorteil, dass ein Großteil der Voxel nicht betrachtet werden muss. Weiterhin kann das Vesselness-Bild sowohl negative als auch positive Werte aufweisen. Eine Multiplikation mit dem Maskenbild würde einen Großteil der Voxel auf den Wert 0 setzen und bei einer möglichen Segmentierung mit negativem Schwellwert das gesamte Vesselness-Bild als Segmentierungsergebnis zur Folge haben. Dies kann mit einer Skalierung der Vesselness-Werte auf den Bereich $[0 \dots 1]$ oder $[0 \dots 255]$ und der Verwendung positiver Schwellwerte umgangen werden.

Das Ergebnis der Schwellwertfilterung ist ein binäres Volumen mit zusätzlichen Gefäßsegmenten. Dieses wird mit dem originalen Segmentierungsergebnis S_{US} mithilfe einer Oder-Verknüpfung zum Ergebnisbild $S_{enhanced}$ der verbesserten Gefäßsegmentierung vereinigt:

$$S_{enhanced} = S_{US} \cup S_{masked} \quad (5.3)$$

5.2.4. Artefaktbereinigung

Durch die Maskierung bei der globalen Schwellwertfilterung konnte ein Großteil der Übersegmentierung vermieden werden. Allerdings können innerhalb der Suchräume noch immer kleine Strukturen segmentiert worden sein, die nicht mit dem eigentlichen Gefäß verbunden sind (siehe Abbildung 5.7). Da für eine spätere gefäßbasierte Registrierung des Ultraschalldatensatzes mit dem CT jeweils eine zusammenhängende Gefäßstruktur benötigt wird, müssen diese Artefakte aus dem binären Segmentierungsergebnis entfernt werden. Hierzu wird eine Analyse von Zusammenhangskomponenten durchgeführt, wobei das Segmentierungsergebnis der größten Zusammenhangskomponente entspricht.

5.2.5. Korrektur der Gefäßdurchmesser

Nach der verbesserten Gefäßsegmentierung und der Artefaktbereinigung liegen mehr Gefäßinformationen in Form eines binären Segmentierungsergebnisses vor, die für die deformierbare Registrierung genutzt werden können. Dieses Plus an Information repräsentiert jedoch Gefäße, welche in den B-Mode-Bilddaten nur sehr schwach abgebildet sind. Aus diesem Grund weichen die Durchmesser häufig von den eigentlichen, in den CT-Bilddaten segmentierten, Gefäßmaßen ab. So kann es vorkommen, dass die resultierende Segmentierung des Ultraschallvolumens Gefäßsegmente beinhaltet, deren Durchmesser sich plötzlich stark verringert. Da dies bei der Berechnung der Skelettierung und des Gefäßgraphen zu Artefakten in Form von sehr kurzen zusätzlichen Verzweigungen führen kann, muss der Gefäßdurchmesser an diesen Stellen korrigiert werden. Hierzu werden die folgenden Annahmen getroffen:

- Der CT-Graph beinhaltet den tatsächlichen Gefäßdurchmesser und
- die segmentierten Gefäßvoxel liegen im Zentrum des eigentlichen Gefäßes.



Abbildung 5.7.: Gezeigt sind die segmentierten Ultraschallgefäße vor der Regmentation (rot) und das Ergebnis der verbesserten Gefäßsegmentierung vor (blau) und nach der Beseitigung von Artefakten (grün) durch die Analyse von Zusammenhangskomponenten.

Die erste Annahme folgt aus den in Abschnitt 2.2 getroffenen Grundannahmen. Durch die Arbeit von Bauer et al. [BPS⁺10] können die segmentierten CT-Daten als Bronze Standard betrachtet werden. Auch die zweite Annahme erscheint valide, wenn man die Art der Gefäßsegmentierung betrachtet. So ist die berechnete Vesselness im Zentrum des sichtbaren Gefäßes am größten und fällt zu den Rändern hin ab. Einzig Artefakte in den Bilddaten können die Segmentierung aus dem Zentrum des Gefäßes verlagern.

Für die Korrektur des Gefäßdurchmessers wird demnach auf den Gefäßgraphen des CTs zurückgegriffen. Die Korrespondenzen zwischen den zu korrigierenden Gefäßsegmenten aus dem Ultraschall und dem CT folgen aus einer erneuten Verfeinerung der Landmarken (vgl. Abschnitt 4.2.2.5).

Für alle Segmente $s_{CT,i}$ der CT-Segmentierung S_{CT} werden die korrespondierenden Segmente $s_{US,j}$ aus der Ultraschallsegmentierung $S_{enhanced}$ ermittelt. Wenn die in der Graphengenerierung berechneten Gefäßdurchmesser um mehr als einen vom Nutzer definierten Schwellwert abweichen, erfolgt die Korrektur für dieses Segment. Ein Unterschied von 20 % des Durchmessers hat sich in den meisten Fällen als guter Standardwert herausgestellt.

Die Korrektur des binären Segmentierungsergebnisses erfolgt in vier Schritten basierend auf dem verfeinerten CT- und Ultraschallgraphen:

1. Zwischen allen Knoten des verfeinerten Segmentes werden Zylinder mit einem Durchmesser, der dem des Segmentes aus dem CT-Graphen entspricht, eingefügt (siehe Abbildung 5.8a). Auf diese Weise werden dünne Gefäße mit geradem Verlauf bereits ausreichend genau korrigiert. Bei gekrümmten Gefäßen mit einem größeren Durchmesser entstehen jedoch an den Verbindungspunkten der Zylinder Lücken (vergleiche Abbildung 5.8b). Diese werden im zweiten Schritt korrigiert.
2. An den Knotenpunkten des Graphen (inklusive der Endpunkte) werden Kugeln entsprechend dem Gefäßdurchmesser platziert (siehe Abbildung 5.8c). Auf diese Weise werden die Lücken zwischen den Subsegmenten geschlossen und die neuen Gefäßsegmente auch glatt an die bisher bestehende Segmentierung vor der Regmentation angeschlossen.
3. Die n Zylinder und $n + 1$ Kugeln eines zu korrigierenden Gefäßabschnittes werden als Maske für die Generierung eines binären Volumens I_{repair} für die Korrektur des Durchmessers verwendet.
4. Den Abschluss bildet die Vereinigung der verbesserten Segmentierung und dem Reparaturvolumen zum Ergebnisvolumen der Regmentation (siehe Abbildung 5.8d)

$$S_{final} = S_{enhanced} \cup I_{repair}. \quad (5.4)$$

5.3. Ergebnisse

Die Evaluation der entwickelten Regmentation-Methode erfolgte anhand von CT- und Ultraschall Datensätzen von fünf Patienten. Hierbei wurde untersucht, inwieweit die Regmentation-Methode in der Lage ist, die in Abschnitt 5.2 angegebenen Verbesserungen zu erzielen. Neben der Untersuchung der Verbesserung der Gefäßsegmentierung und Registrierung werden die Limitierungen der entwickelten Regmentation-Methode näher beleuchtet.

5.3.1. Vorteile durch die verbesserte Gefäßsegmentierung

Für eine objektive Beurteilung der Vorteile der verbesserten Gefäßsegmentierung wurden die folgenden drei Parameter jeweils vor und nach der Regmentation ausgewertet:

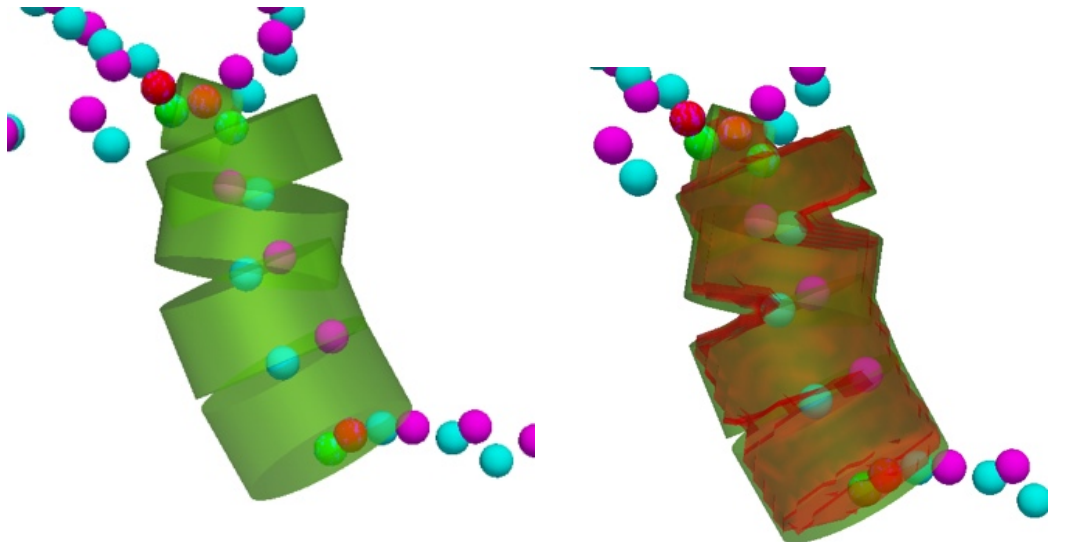
- Länge der Gefäßmittellinie der segmentierten Gefäße
- Volumen der aus dem Ultraschall segmentierten Gefäßstrukturen
- Anzahl der korrespondierenden Landmarken nach der Verfeinerung.

Die ersten beiden Parameter geben Aufschluss darüber, inwieweit die Regmentation zur Verbesserung der Gefäßsegmentierung beigetragen hat. Der dritte Parameter beschreibt die Menge an verwertbarer Information für die Berechnung der deformierbaren Registrierung. Hierbei ist zu beachten, dass bei der Landmarkenverfeinerung vor und nach der Regmentation jeweils die gleichen Parameter verwendet wurden, so dass eine Steigerung der Landmarkenanzahl einzig aus der Steigerung der segmentierten Gefäßinformation resultiert.

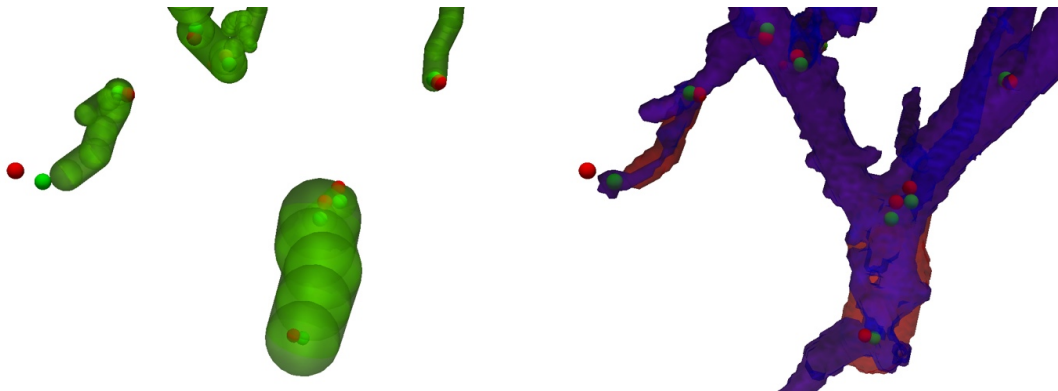
5.3.1.1. Steigerung der segmentierten Gefäßlänge

Die Gefäßlänge ist der wichtigste Parameter für die Evaluation der Verbesserung durch die Regmentation-Methode. Sie beschreibt, wie weit sich die segmentierten Gefäße in der Leber erstrecken und gibt somit nicht nur Aufschluss darüber, wie gut das Segmentierungsergebnis ist, sondern auch wie viel Information für eine spätere deformierbare Registrierung vorliegt. Die Länge der

5. Regmentation



(a) Zylinder für die Repräsentation der Gefäßsegmente (b) Ergebnisvolumen (rot) mit Lücken resultierend aus der Gefäßkrümmung



(c) Kugeln, wie sie an den Knoten des Graphen platziert werden (d) Ergebnis der Korrektur (rot) für die segmentierten Gefäßstrukturen des Ultraschalls (blau)

Abbildung 5.8.: Korrektur des Durchmessers im Ultraschallvolumen nach der verbesserten Gefäßsegmentierung. Die roten Kugeln repräsentieren Knoten des Ultraschallgraphen und die korrespondierenden Knoten des CT-Graphen sind in Grün dargestellt. Quelle: [Wei13]

Patient	Länge vor der Regmentation (in Voxeln)	Länge nach der Regmentation (in Voxeln)	Differenz (in Voxeln)	Zuwachs
1	1455	1580	158	11 %
2	600	967	367	61 %
3	496	619	120	24 %
4	476	721	245	51 %
5	644	744	100	15 %
Mittel	756,75	971,75	222,50	32 %

Tabelle 5.2.: Angegeben ist die Länge der Gefäßmittellinie in Voxeln vor und nach der Regmentation sowie die Längendifferenz und der Zuwachs in %. Quelle: [Wei13]

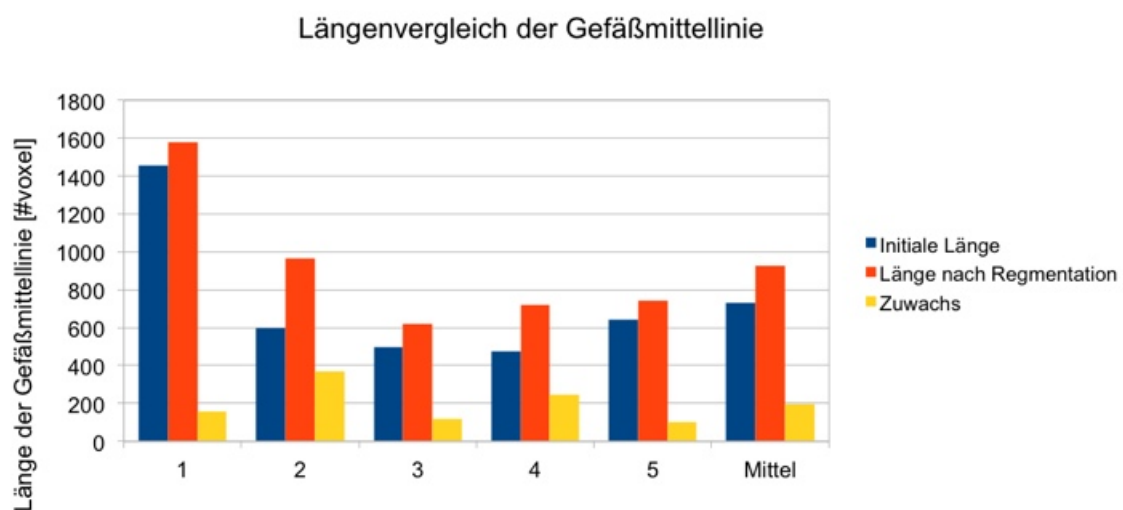


Abbildung 5.9.: Vergleich der Gefäßlänge vor und nach der Regmentation. Quelle: [Wei13]

Gefäßmittellinie ist unabhängig vom Durchmesser der neu gefundenen Gefäßsegmente und wird nicht durch die Korrektur des Gefäßdurchmessers beeinflusst.

Die Ergebnisse der Messung der Gefäßmittellinien vor und nach der Regmentation sind in Tabelle 5.2 zusammengefasst und in Abbildung 5.9 graphisch dargestellt. Es ist deutlich zu erkennen, dass die Regmentation in allen Fällen die Menge an verwertbarer Gefäßinformation steigern konnte. Die hohe Varianz zwischen den einzelnen Datensätzen lässt sich mit der unterschiedlichen Bildqualität der Ultraschalldaten erklären. So ist in einigen Fällen die Vesselness so schwach, dass auch nach dem Boosting keine weiteren Gefäße segmentiert werden können, ohne dabei Artefakte zu erzeugen. Im Mittel konnte die Menge an segmentierten Gefäßstrukturen jedoch um 32 % gesteigert werden.

5.3.1.2. Steigerung des segmentierten Gefäßvolumens

Das resultierende Gefäßvolumen nach der Regmentation hängt maßgeblich von zwei Faktoren ab. Dies ist zum einen die Steigerung der Länge an segmentierten Gefäßsegmenten und zum anderen die Korrektur des Gefäßdurchmessers der segmentierten Gefäße. Wichtig ist hierbei zu beachten, dass bei der Korrektur des Durchmessers derzeit nur eine Untersegmentierung im Ultraschallvolumen korrigiert wird und demnach das Volumen nicht abnehmen kann (vgl. Abschnitt 5.3.2.4).

5. Regmentation

Patient	Initiales Volumen (in Voxeln)	Verbesserte Segmentierung (in Voxeln)	Durchmesser Korrektur (in Voxeln)	Patient	Volumen Differenz (initial zu verbessert)	Volumen Zuwachs (initial zu verbessert)
1	119699	129151	134423	1	9452	7 %
2	86587	98780	112870	2	12193	14 %
3	25715	27695	31229	3	1980	7 %
4	89523	114696	128986	4	25173	28 %
5	134856	146409	151479	5	11553	8 %
Mittel	91276,00	103346,20	111797,40	Mittel	12070,20	13 %

(a) (b)

Patient	Volumen Differenz (initial zu korrigiert)	Volumen Zuwachs (initial zu korrigiert)	Patient	Volumen Differenz (verbessert zu korrigiert)	Volumen Zuwachs (verbessert zu korrigiert)
1	14724	12 %	1	5275	4 %
2	26283	30 %	2	14090	14 %
3	5514	21 %	3	3534	12 %
4	39463	44 %	4	14290	12 %
5	16623	12 %	5	5070	3 %
Mittel	20521,40	24 %	Mittel	8451,80	9 %

(c) (d)

Tabelle 5.3.: Berechnetes Volumen der segmentierten Gefäßstrukturen in Voxeln vor der Regmentation, nach der verbesserten Segmentierung und nach der Korrektur des Gefäßdurchmessers. Jeweils aufgeführt ist auch der prozentuale Zuwachs an segmentiertem Volumen. Quelle: [Wei13]

Die gemessenen Gefäßvolumen der fünf Patientendatensätze vor und nach den Verarbeitungsschritten der Regmentation sind in Tabelle 5.3 mit den jeweiligen Zuwachsraten detailliert aufgeführt und in Abbildung 5.10 graphisch dargestellt.

In Abbildung 5.11 ist der Zuwachs des Volumens nach der verbesserten Segmentierung und der Korrektur des Gefäßdurchmessers erkennbar. Der Gesamtzuwachs lag zwischen 12 % und 44 % wobei durch die verbesserte Segmentierung und die Korrektur der Gefäßdurchmesser im Mittel 24 % mehr Gefäßvolumen segmentiert wurde.

Da aus der Messung der Länge der Gefäßmittellinien bereits festgestellt wurde, dass fast ein Drittel mehr an Gefäßstrukturen segmentiert werden konnte, ist die Zunahme des Volumens nach der Korrektur der Durchmesser ein guter Indikator für die Fehlsegmentierung der Gefäße aus den B-Mode-Bilddaten. Beim Vergleich der Zuwachsraten aus den Tabellen 5.3b, 5.3c und 5.3d und der Abbildung 5.11 wird dies deutlich. Während die Zuwachsraten in den Tabellen 5.3b und 5.3c noch miteinander korrelieren, so weicht der Zuwachs des Gefäßvolumens von der verbesserten Gefäßsegmentierung zur Korrektur des Durchmessers von diesem Muster ab. Insbesondere bei Patient 3 ist die Zuwachsrate viel höher, was auf eine geringe Zunahme des Volumens bei der verbesserten Segmentierung der Gefäße bei der Regmentation schließen lässt, deren Ursache in einer schlechten Bildqualität des Ultraschallvolumens liegt.

Die Korrektur des Durchmessers kann bisher nur eine Untersegmentierung korrigieren und zu dünne Gefäße auf ihren tatsächlichen Durchmesser bringen. Auf diese Limitierung wird in Abschnitt 5.3.2 näher eingegangen. Eine Übersegmentierung kann somit bisher nicht korrigiert werden.

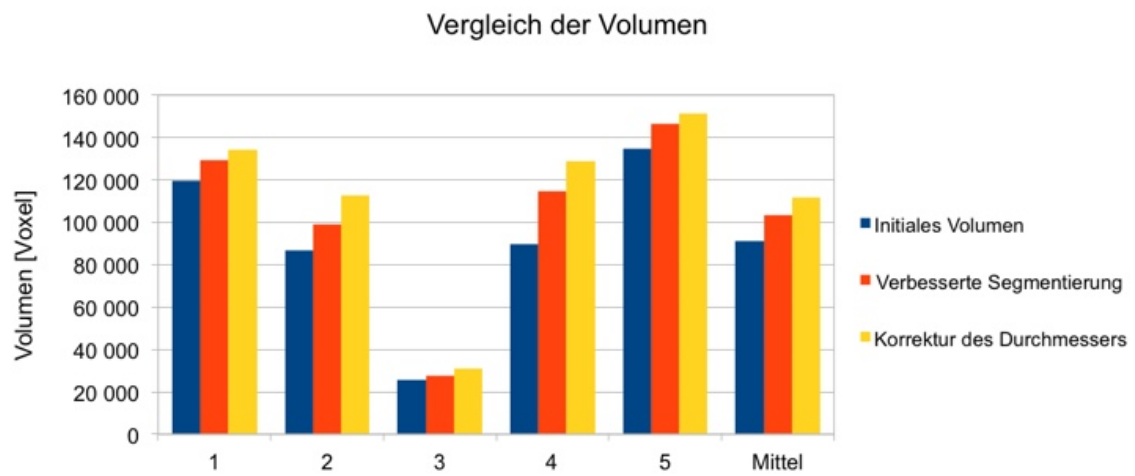


Abbildung 5.10.: Vergleich der Gefäßvolumen vor und nach der Regmentation. Quelle: [Wei13]

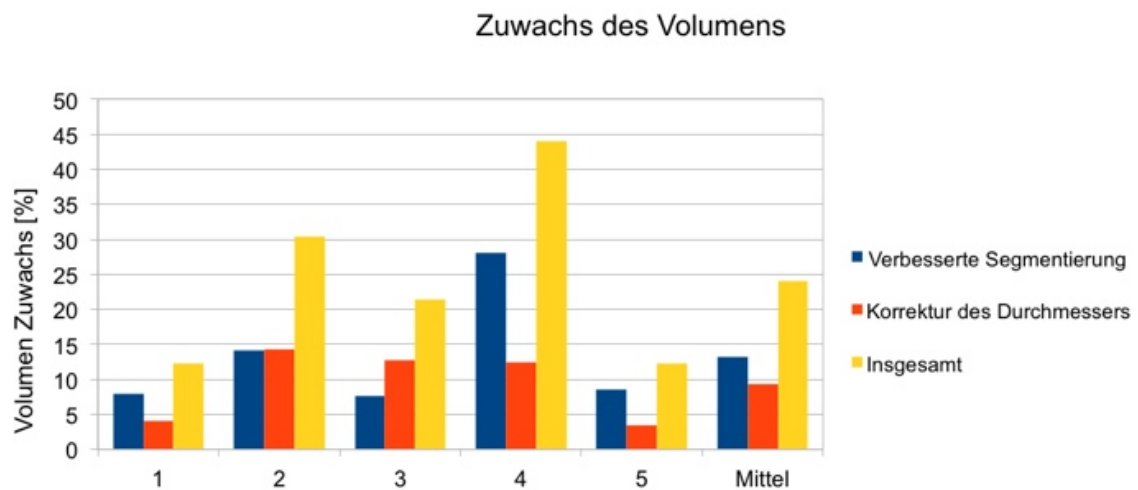


Abbildung 5.11.: Prozentualer Zuwachs des Gefäßvolumens in den einzelnen Verarbeitungsschritten der Regmentation. Quelle: [Wei13]

5. Regmentation

Patient	Bisheriger Ansatz			Nach Regmentation		
	Graph Matching	Landmarkenverfeinerung	Zuwachs	Graph Matching	Landmarkenverfeinerung	Zuwachs
1	8	59	51	9	76	67
2	11	109	98	21	131	110
3	7	89	82	11	114	103
4	8	61	53	13	105	92
5	9	66	57	9	68	59
Mittel	8,60	76,80	68,20	12,60	98,80	86,20

Tabelle 5.4.: Zählung der korrespondierenden Landmarkenpaare zwischen den CT- und Ultraschall-datensätzen.

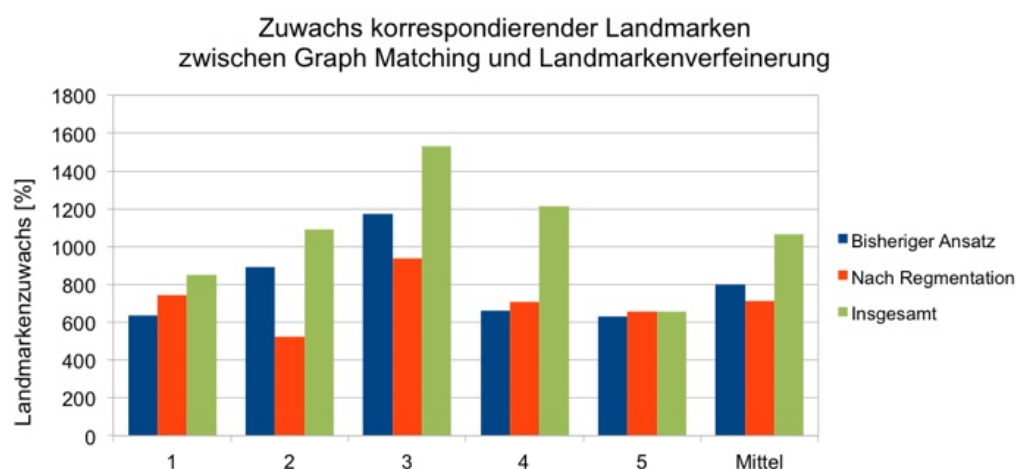


Abbildung 5.12.: Zuwachs der korrespondierenden Landmarkenpaare nach der Landmarkenverfeinerung mit und ohne die Regmentation. Mit „Insgesamt“ wird der Anstieg der Landmarkenanzahl vom Graph Matching des bisherigen Ansatzes zur Verfeinerung nach der Regmentation bezeichnet.

5.3.1.3. Steigerung der Anzahl korrespondierender Landmarken

Bei der deformierbaren Registrierung ist die Menge an homogen verteilten, korrespondierenden Landmarken das wichtigste Kriterium für die Berechnung eines glatten Deformationsfeldes. Aus diesem Grund wurde evaluiert, inwieweit die Anzahl der Landmarken auf den Gefäßmittellinien gesteigert werden konnte. Dazu wurde die in Abschnitt 4.2.2.5 vorgestellte Landmarkenverfeinerung auf den Segmentierungsergebnissen vor und nach der Regmentation ausgeführt, ohne dabei die Parameter für die Platzierung weiterer Landmarken zu verändern.

Tabelle 5.4 fasst die Ergebnisse zusammen und ermöglicht den Vergleich zwischen der Landmarkenverfeinerung nach dem bisherigen Ansatz und nach der Regmentation. Der prozentuale Anstieg ist hierbei in Abbildung 5.12 noch einmal vergleichend dargestellt.

Im Mittel konnte die Anzahl der Landmarken durch die Verfeinerung basierend auf der bisherigen Segmentierung um knapp 800 % gesteigert werden. Nach der in diesem Kapitel vorgestellten verbesserten Segmentierung sinkt dieser Wert zunächst im Mittel auf 713 %. Dies erklärt sich mit der höheren Anzahl an korrespondierenden Landmarken bereits nach dem Graph Matching, da nun mehr Gefäßinformation vorliegt. Vor allem bei Patient 2 und Patient 3 steigt die Anzahl der aus dem

Graph Matching resultierenden Landmarken im Verhältnis stärker als die Anzahl der Landmarken aus der Verfeinerung (vergleiche Tabelle 5.4 und Abbildung 5.12). Betrachtet man jedoch den Gesamtanstieg der Landmarkenanzahl, also vom Graph Matching der bisherigen Gefäßstrukturen zur Verfeinerung der verbesserten Segmentierung, so ist der Zuwachs sehr deutlich und beträgt im Mittel über 1000 %.

5.3.2. Limitierungen des entwickelten Ansatzes

Auch wenn die Ergebnisse zur Verbesserung der Segmentierung zeigen, dass mithilfe der Regmentation die Probleme in der Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten behoben werden können, so konnten bei der Auswertung der Patientendaten mehrere Limitierungen des Ansatzes beobachtet werden. Auf diese wird im Folgenden näher eingegangen.

5.3.2.1. Abhängigkeit von der Registrierungsqualität

Da die Regmentation die Segmentierung der Ultraschallgefäße ausgehend von einer ersten deformierbaren Registrierung mit den CT-Gefäßen verbessert, ist die Qualität dieser Registrierung maßgeblich für die Segmentierungsverbesserung. Hierbei ist die Definition der Suchräume für die verbesserte Segmentierung abhängig von der Lage der CT-Gefäße, welche möglichst gut auf die bereits segmentierten Ultraschallgefäße abgebildet werden sollten. Ist die Deformation des Organs jedoch zu hoch und findet das Graph Matching (Abschnitt 4.2.2.3) keine Korrespondenzen oder ist die Landmarkenverfeinerung (Abschnitt 4.2.2.5) nicht in der Lage, Korrespondenzen für alle Ultraschallgefäße zu definieren, so kann es vorkommen, dass nur wenige Suchräume tatsächlich Gefäßsegmente des Ultraschalls beinhalten. Auch wenn prinzipiell in die Richtung aller Ultraschallgefäße weitergesucht wird, haben die CT-Gefäße aus der Segmentierung beim Boosting vermutlich keine Auswirkung. Demnach werden in diesem Fall auch nur wenige neue Gefäßstrukturen gefunden.

5.3.2.2. Qualität der Gefäßmittellinien

Bei der in Abschnitt 4.2.2.1 beschriebenen Skeletonisierung der segmentierten Gefäßstrukturen aus dem CT kann es bei dicken Gefäßen vorkommen, dass die Mittellinie weit vor dem eigentlichen Gefäßende stoppt (siehe Abbildung 5.13a). Hierdurch weicht der berechnete Gefäßdurchmesser, welcher sich aus dem Volumen des Gefäßsegmentes und der Länge der Mittellinie ergibt, vom eigentlichen Durchmesser ab. Dieser fehlerhafte Wert wird anschließend auch für die Korrektur des Gefäßdurchmessers im Ultraschall verwendet (siehe Abbildung 5.13b) und führt somit zu einer Überkorrektur und Übersegmentierung (siehe Abbildung 5.13c).

Um diesen Fehler zukünftig zu umgehen, kann auf eine Vielzahl anderer Skeletonisierungsverfahren aus der Literatur zurückgegriffen werden.

5.3.2.3. Unzureichende Segmentierung großer Ultraschallgefäße

Während der in Abschnitt 3.2.1 vorgestellten Segmentierung von Ultraschallgefäßen aus B-Mode-Bilddaten kann es vorkommen, dass große Gefäße nur unzureichend segmentiert werden. Trotz der Multiskalenverarbeitung ist es bei sehr großen Gefäßen möglich, dass die Vesselness-Werte zu klein sind, da die Gefäße nicht mehr tubuläre Formen aufweisen sondern eher Klecksen ähneln.

In diesen Fällen wird oft nur ein Teil des Gefäßes segmentiert (siehe Abbildung 5.14a). Auch mit der verbesserten Segmentierung kann das Gefäß nicht vollständig erfasst werden, da der Suchraum am Endpunkt des Gefäßes nicht weit genug gefasst ist (siehe Abbildung 5.14b). Die Korrektur

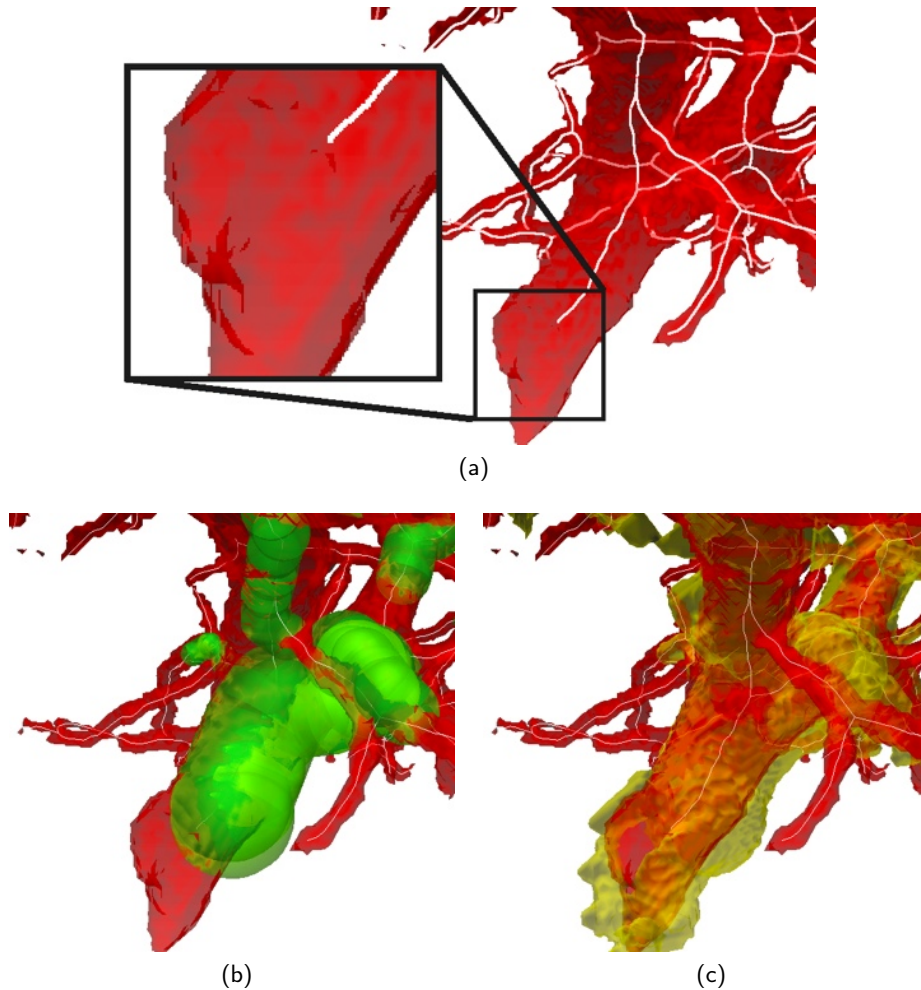


Abbildung 5.13.: Eine zu kurze Gefäßmittellinie (weiß) aus der CT-Segmentierung (rot) führt zu einer fehlerbehafteten Korrektur (grün) des Gefäßdurchmessers, was in einer Übersegmentierung des Ultraschallgefäßes (gelb) resultiert. Quelle: [Wei13]

des Gefäßdurchmessers ist in diesem Fall ein sehr wichtiger Schritt für die korrekte Segmentierung (siehe Abbildung 5.14c).

5.3.2.4. Übersegmentierung von Gefäßen

Im Falle einer Übersegmentierung des Ultraschallgefäßes in den B-Mode-Bilddaten (siehe Abbildung 5.15a) kann die Korrektur des Gefäßdurchmessers diesen Fehler nicht beheben, wie in Abbildung 5.15 gezeigt ist. Das aus den Zylindern und Kugeln berechnete binäre Volumen liegt fast vollständig innerhalb der segmentierten Gefäße. Aus diesem Grund verändert sich das Segmentierungsergebnis nach der Vereinigung beider Volumen nicht. Um auch in diesem Fall eine Korrektur zu ermöglichen, müssten Teile des bereits segmentierten Gefäßvolumens abgeschnitten werden. Solch eine Übersegmentierung ist jedoch in der derzeitigen Umsetzung noch nicht berücksichtigt worden.

Insgesamt ist eine Übersegmentierung der Ultraschalldaten jedoch nicht kritisch, wenn diese symmetrisch um das eigentliche Gefäß auftritt, denn in diesem Fall weicht die Lage der Mittellinien, auf denen die Landmarken für die Registrierung platziert werden, nur unwesentlich voneinander ab. Falls jedoch zusätzliche gefäßähnliche Strukturen aus den Ultraschalldaten segmentiert wurden,

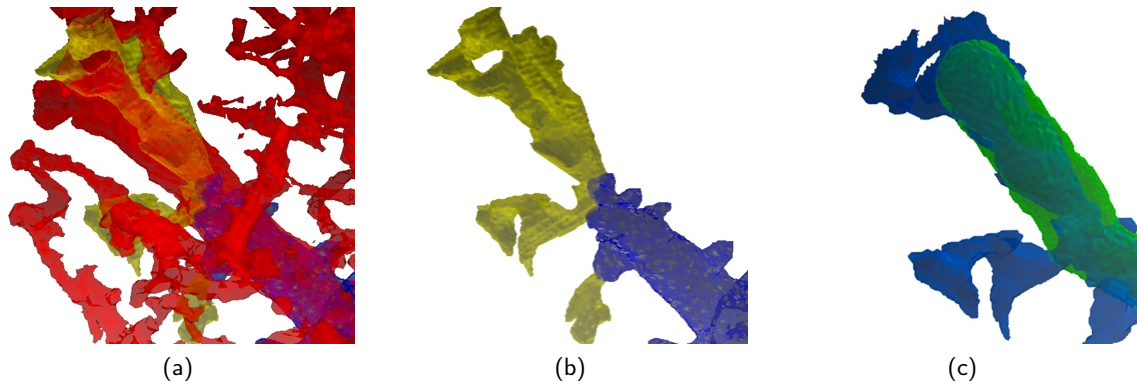


Abbildung 5.14.: Unzureichende Segmentierung eines dicken Gefäßes im Ultraschall (blau), welches im CT (rot) segmentiert werden konnte. Nach der verbesserten Segmentierung (gelb) konnte nur ein Teil des Gefäßes rekonstruiert werden, da der Suchraum am Endpunkt des Gefäßes zu dünn war. Durch die Korrektur des Gefäßdurchmessers (grün) wird dieser Fehler allerdings behoben. Quelle: [Wei13]

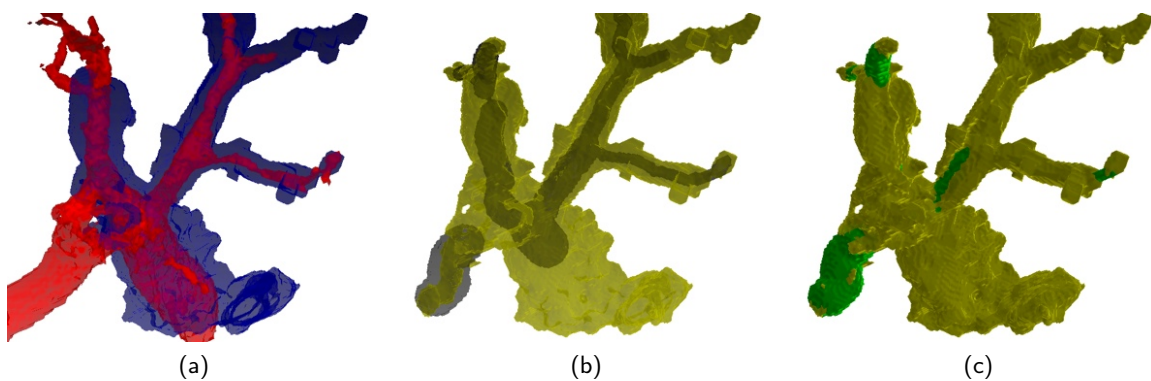


Abbildung 5.15.: In 5.15a ist eine Übersegmentierung der Ultraschallgefäße (blau) sichtbar. Bei der Korrektur der Gefäßdurchmesser wird das in 5.15b gezeigte binäre Volumen mit dem Durchmesser der CT-Gefäße erzeugt (schwarz). Diese Korrektur wirkt sich nur an wenigen Stellen aus (grün in 5.15c). Quelle: [Wei13]

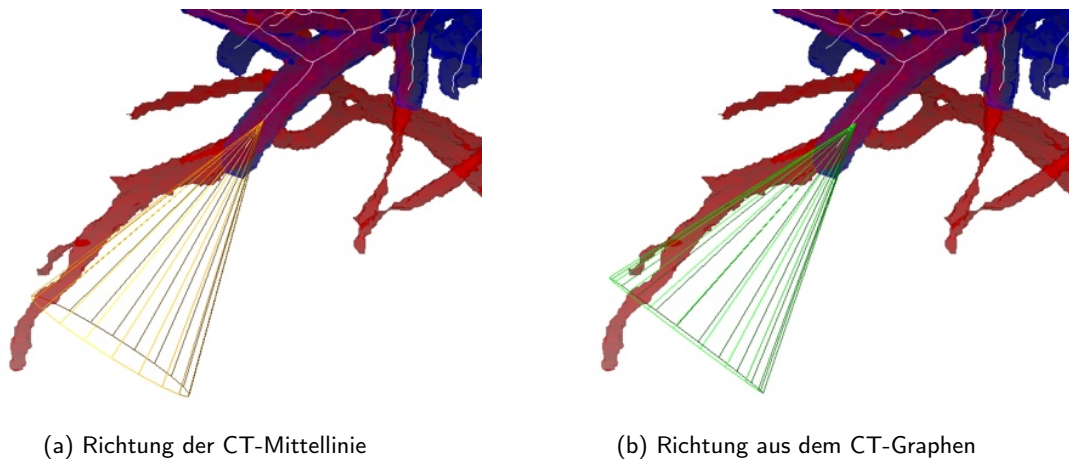


Abbildung 5.16.: Richtungsbestimmung für die Definition des Suchraumes an einer unzureichend segmentierten Verzweigung. In keinem der beiden Fälle deckt der Suchraum den weiteren Verlauf des Gefäßes korrekt ab. Quelle: [Wei13]

die keine Korrespondenz in der CT-Segmentierung haben, so könnten bei einer Erweiterung der Methode auch diese entfernt werden.

5.3.2.5. Abhängigkeit von der Richtungsabschätzung

Die Verbesserung der Gefäßsegmentierung ist maßgeblich davon abhängig, ob die Gefäße im Ultraschall im definierten Suchraum liegen. An Verzweigungen in den Gefäßen ist es mitunter schwierig, den Verlauf des Gefäßes vorherzusagen. Ein Beispiel hierfür ist in Abbildung 5.16 gegeben. Dort konnte der Endpunkt des Ultraschallgefäßes von der Landmarkenverfeinerung nicht zu einem Punkt auf der CT-Mittellinie gematcht werden. Eine Ursache hierfür kann starke Deformation in den Bild-daten oder die Segmentierung von unterschiedlichen Gefäßen an Verzweigungen sein. In diesem Fall ist der Verlauf des aus dem CT bekannten Gefäßes in keinem der Suchräume vollständig enthalten, unabhängig davon, ob deren Richtung durch die CT-Mittellinie oder den CT-Graphen definiert werden.

Im Beispiel aus Abbildung 5.16 würde eine schrittweise Suche entlang des Gefäßverlaufes zum Erfolg führen. Diese könnte als iteratives Verfahren die Gefäßrichtung jeweils aus kurzen Teilstücken der Gefäßmittellinie des CTs ermitteln und so auch stärkere Deformationen überwinden. Ein solches Vorgehen ist insbesondere für eine Weiterentwicklung des Ansatzes zur Registrierung prä- und intraoperativer Datensätze aus der offenen Leberchirurgie sehr vielversprechend. In Kombination mit einer ebenenweisen Registrierung der Gefäßsegmente basierend auf den Verzweigungen ausgehend vom Gefäßstamm hin zur Peripherie des Organs kann so auch die zu erwartende stärkere Deformation handhabbar gemacht werden.

Der in Abbildung 5.16b gezeigte Suchraum schließt zumindest einen Teil des Gefäßes aus dem CT ein. An dieser Stelle wäre es demnach möglich, dass die Hervorhebung der Ultraschall-Vesselness zu einem Segmentierungsergebnis führt, das segmentierte Teilstück jedoch nicht mit der bisher segmentierten Gefäßstruktur verbunden ist. Dies hätte in der derzeitigen Umsetzung das Verwerfen der Segmentierung zur Folge, da es als Artefakt gewertet werden würde. Eine Erweiterung der Methode wäre es demnach, solche Teilstücke als Kandidaten zu werten und in späteren Iterationen mit den segmentierten Gefäßstrukturen zum eigentlichen Gefäßverlauf zu kombinieren. Auch diese Erweiterung könnte die Robustheit der Richtungsabschätzung gegenüber stärkeren Deformationen steigern.

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung

Inhalt

6.1. Stand der Technik	149
6.1.1. Interaktive bildgestützte Chirurgie	150
6.1.2. Tumortracking	150
6.1.3. Visualisierung und Navigation	153
6.1.4. Fazit	158
6.2. Entwickeltes Navigationssystem	159
6.2.1. Systemaufbau	160
6.2.2. Tumortracking und Markierungsdraht	164
6.2.3. Kalibrierung	167
6.2.4. Visualisierung	169
6.3. Umsetzung für die laparoskopische partielle Nephrektomie	175
6.4. Ergebnisse	179
6.4.1. Kamerakalibrierung	180
6.4.2. Tumordarstellung	182

Für die interaktive bildgestützte Chirurgie werden laut [LVH⁺02] die folgenden drei Komponenten benötigt:

- Ein Registrierungsprozess, der beliebige Punkte im Patienten auf den dazugehörigen Punkt im Bild übertragen kann.
- Ein Trackingprozess, mit dem die Position des Instrumentes verfolgt werden kann.
- Eine Visualisierung, welche die Position des Instrumentes auf dem Bild in Echtzeit darstellt.

Das in dieser Arbeit entwickelte Navigationssystem erweitert diese drei Komponenten um das Tracking und die Visualisierung des Tumors während der Operation.

Das Ziel des Tumortrackings ist es, während eines Eingriffes die Position und Orientierung des zu behandelnden Tumors in einem globalen Koordinatensystem zu bestimmen. Neben dem Tumortracking kann auch das Tracking einer bildgebenden Modalität, wie z. B. des Ultraschallkopfes, erfolgen. Verbindet man dies mit dem Tracking von Instrumenten, so kann die Annäherung an eine interessierende Struktur in den Bilddaten visualisiert werden.

6.1. Stand der Technik

Dieser Abschnitt gibt einen Überblick über die in der Literatur beschriebenen Ansätze zur computerunterstützten Chirurgie. Hierbei werden schwerpunktmäßig Arbeiten im Bereich des Tumortrackings und der intraoperativen Visualisierung vorgestellt.

6.1.1. Interaktive bildgestützte Chirurgie

Das Ziel der Entwicklung von Systemen für die interaktive bildgestützte Viszeralchirurgie ist die bestmögliche Erfassung sämtlicher Deformationen des Gewebes resultierend aus Atmung, Interaktion mit dem Gewebe durch den Chirurgen sowie die Resektion von Organteilen. Diese Deformationen müssen auf die vor der OP erstellten Planungsdaten angewendet werden. Dies erlaubt korrekte Visualisierungen und die Navigation von Werkzeugen zum Zielpunkt, an dem die Behandlung erfolgen soll. Im Falle der Leberchirurgie hat sich gezeigt, dass das Organ während der Intervention sehr stark deformiert wird. Diese Deformation wirkt sich auch auf die Lage der Gefäße innerhalb des Organs aus, wodurch sich wiederum auch die Resektionsgrenzen verschieben [HHS⁺99]. Dies macht eine Anpassung der Planungsdaten an die neue intraoperative Situation notwendig, um Folgeschäden wie eine zu weiträumige oder zu knappe Resektion sowie Stauungsprobleme bereits während der Behandlung bestmöglich auszuschließen [GTK⁺05]. Da die Resektionen entlang der Lebervenen durchgeführt werden, diese aber für den Chirurgen nicht sichtbar sind, muss der Arzt auf andere Hilfsmittel zurückgreifen. Dies können zum einen sichtbare anatomische Landmarken sein, wie das Ligamentum falciforme. Meist wird jedoch auf die Verwendung von intraoperativem Ultraschall zurückgegriffen [GTK⁺05]. Ultraschall wird gerade am Anfang der Intervention häufig für die Spezifizierung der Diagnose und die Unterstützung der Palpation genutzt. Auch während der Intervention nutzen viele Chirurgen den Ultraschall, um sich erneut im Gewebe zu orientieren. Hierfür müssen der intraoperative Ultraschall und die präoperativen Bilddaten miteinander registriert werden. Das Ziel der interaktiven bildgestützten Chirurgie ist es, diesen Prozess bestmöglich zu automatisieren und Ziel- sowie Risikostrukturen während des gesamten Eingriffes zu visualisieren. Hierzu muss, neben dem Ausgleich der Deformation durch eine Registrierung, noch die Position der Risikostrukturen permanent getrackt werden.

6.1.2. Tumortracking

Intraoperatives Tracking ist eine Grundvoraussetzung für die computerassistierte Chirurgie. Eine detaillierte Klassifikation der verwendeten Trackingverfahren geben Birkfellner et al. in [BHW08]. Eine sehr ausführliche Übersicht verschiedener Trackingsysteme mit ihren jeweiligen Spezifikationen zur Trackinggenauigkeit nach Herstellerangaben findet sich in der Arbeit von Solberg et al. [SLT⁺09].

Für eine Navigation im medizinischen Bereich werden meist zwei Arten von Trackingverfahren eingesetzt: optisches und elektromagnetisches Tracking. Eine Spezialisierung des optischen Trackings bildet die Implantatierung von Landmarken zur Positions- und Deformationsüberwachung, welche in der Literatur beschrieben wird. An dieser Stelle sei auf die technologische Übersicht und Literaturanalyse zum optischen Tracking in Appendix E verwiesen. Das optische Tracking geht jedoch mit dem Verdeckungsproblem einher und ist zudem auch nur für die Überwachung der Organdeformation geeignet. Mithilfe des elektromagnetischen Trackings ist auch die Lageverfolgung von Tumoren in der Literatur beschrieben worden. In Anlehnung an die Arbeit von Hassenpflug et al. zur Anforderungsanalyse von Navigation in der Leberchirurgie [HVT⁺01] fasst Tabelle 6.1 die wichtigsten Eigenschaften der verschiedenen Trackingansätze zusammen.

Tabelle 6.1.: Eigenschaften der verschiedenen Trackingmethoden. Die Tabelle entstand in Anlehnung an die Analyse von Hassenpflug et al. [HVT⁺01], wobei diese um die Implantation von Landmarken erweitert und mit den Eigenschaften modernerer Trackingsysteme aktualisiert wurde. Die verwendete Abkürzung DOF steht für Degrees of Freedom, also die Freiheitsgrade während des Trackings.

Eigenschaft	Optisches Tracking	Implantierte Landmarken	Elektromagnetisches Tracking
kompatible Schneidewerkzeuge	alle starren Instrumente	–	nicht ferromagnetische Metalle, nicht elektrische
Freiheitsgrade	6-DOF (mindestens drei Marker sichtbar)	6-DOF (mindestens drei Marker sichtbar)	6-DOF
Komponenten im Operationsgebiet	passiv (keine Kabel nötig), aktiv (mit Kabeln)	passiv (keine Kabel nötig)	aktiv (Sensoren mit Kabeln), passiv (keine Kabel nötig)
Geometrie der Marker	komplex (für eindeutige Lagebestimmung)	komplex (für eindeutige Lagebestimmung)	einfach (ein bzw. drei Sensoren ausreichend)
Dimension der Marker	groß (mehrere Zentimeter)	groß (Verteilung auf Organoberfläche)	klein (0,8 mm bis 2 mm Durchmesser, 8 mm Länge)
Störungen des Systems	durch Verdeckung der Marker	durch Verdeckung der Marker	elektromagnetische Felder, metallische Objekte
Eignung für das Tracking von	Instrumenten, (Tumoren)	Organen	Instrumenten, Tumoren
Beispiele	endoskopische Stereokameras	Marker im Weichgewebe	Calypso System, Tumorttracking

Tumorttracking mittels elektromagnetischem Tracking

Neben den im Appendix in Abschnitt E.2 vorgestellten Verfahren zum Tracking der Organbewegung durch implantierte Landmarken und dem optischen Tracking des Tumors mit endoskopischen Stereokameras (vgl. Abschnitt E.1.2 auf Seite 210) wurden in der Literatur auch Systeme zur Positionsverfolgung des Tumors mittels eines elektromagnetischen Trackings (siehe Appendix F) beschrieben. Die Miniaturisierung der Sensoren ermöglicht es hierbei, den Sensor in der Nähe des Tumors zu implantieren. Für eine detaillierte technologische Übersicht des elektromagnetischen Trackings sei an dieser Stelle auf den Appendix F verwiesen.

Bereits im Jahr 2002 beschrieben Vetter et al. in [VHW⁺02] ein System zur Deformationserkennung der Leber. Ihr Ansatz basiert auf der Verwendung von nadelförmigen Navigationshilfen, welche mit einem elektromagnetischen 5-DOF Trackingsensor des Aurora Systems von NDI ausgestattet sind. Diese Nadeln werden in der Nähe der Zielstruktur in die Leber eingebracht und dort mit einem Weichteilanker befestigt. Durch die Messung der Bewegung mehrerer solcher Landmarken ist es möglich, ein lineares Deformationsfeld zu berechnen, welches die Verformung der Leber während des Eingriffes beschreibt. Hierdurch kann eine Anpassung der Visualisierung der Planungsdaten intraoperativ erfolgen. In [VWH⁺03] präsentieren Vetter et al. die Evaluation ihres Ansatzes zur Deformationsmodellierung auf Phantomen und zeigen schematische Zeichnungen ihrer Navigationshilfen.

Ein System basierend auf dem kabellosen Calypso Trackingsystem wurde von Nakamoto et al. in [NUG⁺08] vorgestellt. Hierzu wurden drei Sensoren um einen künstlich erzeugten Tumor in

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung



(a) Sensoren um den künstlichen Tumor (blau) platziert



(b) Aufbau des Experiments

Abbildung 6.1.: Aufbau des Trackingsystems von Nakamoto et al. Quelle: [NUG⁺08]

einer Kuhniere implantiert (siehe Abbildung 6.1a). Neben dem Tracking des Tumors wurden auch Ungenauigkeitsmessungen in Bezug auf die verwendeten Werkzeuge durchgeführt. Die Verfälschung der Trackinginformation lag im Bereich von 1,0 mm, wenn das Instrument die Sensoren berührte. Dieser Fehler fiel bei 20 cm Abstand auf 0,4 mm ab. Letzteres entspricht den Herstellerangaben zur Genauigkeit des Systems. Hieraus kann geschlossen werden, dass die während einer Operation zu erwartenden Ungenauigkeiten wesentlich geringer sind als der zuvor definierte Sicherheitsabstand von ca. 5 mm um den Tumor. Auf die Ergebnisse der Visualisierungsexperimente wird in Abschnitt 6.1.3.1 näher eingegangen.

Beller et al. verwenden in [BEL⁺09] ein optisches Tracking für die Positionsverfolgung des Schneidewerkzeugs und zusätzlich ein elektromagnetisches Tracking einer Hochrisikozone mit dem kabelgebundenen Aurora System von NDI. Da Beller et al. die segmentgebundene Leberresektion als Anwendungsgebiet beschreiben kann diese Zone sowohl eine wichtige Bifurkation sein oder auch den zu resezierenden Tumor einschließen. Für das Tracking der Organbewegung wurde unter Ultraschallführung ein Sensor des elektromagnetischen Trackingsystems in die im Ultraschallbild sichtbaren Risikozone platziert. Beller et al. beschreiben die Befestigung des Sensorkabels an der Organoberfläche mithilfe einer chirurgischen Naht. Dies macht einen vorsichtigen Umgang mit dem zu resezierenden Gewebe notwendig. Weiterhin kann das Aurora System die Lage des Sensors nur mit fünf Freiheitsgraden ermitteln, was eine genaue Platzierung des Sensors im Zentrum der Risikozone voraussetzt, da es sonst ausgelöst durch die fehlende Erfassung der Rotation zu Fehlern in der Navigation kommen kann.

Lange et al. beschreiben in [LEKS10] die Implantatierung eines Trackingsensors in einen künstlichen Tumor. Auch sie verwenden das kabelgebundene Aurora System von NDI. Die Autoren befestigen hierbei den 11 mm langen Sensor mit 0,8 mm Durchmesser über einen Schrumpfschlauch an einem Markierungsdraht. Die Einheit aus Sensor und Markierungsdraht wird dann über eine Kanüle unter Ultraschallführung im Tumor platziert. In einem Genauigkeitsexperiment wurden vier Sensoreinheiten in eine Putenbrust implantiert. Durch die gemessenen Werte dreier Sensoren sollten die Positions- und Lageveränderungen des Phantoms ausgeglichen und so auf die Position des vierten Sensors im Tumor geschlossen werden. Im Ruhezustand ergab sich ein mittlerer Target-

Registration-Error (TRE) von 0,3 mm. Wenn das Organ rigide bewegt wurde, stieg dieser auf 2,3 mm an. Die größte Ungenauigkeit ergab sich durch die Deformation des Phantoms und lag im Mittel bei 10,9 mm.

6.1.3. Visualisierung und Navigation

Die moderne medizinische Bildgebung ermöglicht eine umfangreiche präoperative Planung von chirurgischen Eingriffen. Das Ziel der Navigation in der Chirurgie ist es, dem Chirurgen diese Planungsdaten auch während des Eingriffes zur Verfügung zu stellen. Vor allem in der minimalinvasiven Chirurgie ist die visuelle und haptische Wahrnehmung des Chirurgen stark eingeschränkt. Diese Nachteile können durch die anatomisch korrekte Darstellung von Planungsdaten und der aktuellen Position von chirurgischen Werkzeugen reduziert oder sogar aufgehoben werden. Der Patient profitiert dabei von der höheren Präzision und der geringeren Invasivität der Eingriffe.

Um intraoperativ Visualisierungen zu ermöglichen, muss ein chirurgisches Navigationssystem Daten unterschiedlicher Quellen verarbeiten. Dies beginnt bei den Planungsdaten, welche durch Segmentierungen aus präoperativen medizinischen Volumendaten generiert werden. Diese Planungsdaten werden durch eine Registrierung auf die intraoperative Patienten-anatomie übertragen. Hinzu kommen Positionsinformationen aus dem intraoperativen Tracking. Dies ermöglicht die Lokalisation der Werkzeuge, Kamera (z. B. Laparoskop) und auch des zu resezierenden Tumors.

Grundsätzlich lassen sich drei Phasen der Visualisierung unterscheiden:

- Die erste Phase ist präoperativ. In ihr werden dreidimensionale Ansichten der Segmentierungen und der Operationsplanung dargestellt. Anhand dieser kann sich der Arzt ein Bild von dem geplanten Eingriff machen und Risiken abschätzen. Mithilfe solcher Visualisierungen lässt sich die Präzision bei der Planung um 21 % steigern [LVH⁺02].
- Direkt zu Beginn des Eingriffes, also nach der Präparation des Operationsgebietes, können dem Arzt Visualisierungen angeboten werden. Dies verbessert die Orientierung und mit der Darstellung der Ziel- und Risikostrukturen kann so das geplante Vorgehen noch einmal überprüft und gegebenenfalls angepasst werden. Für eine solche intraoperative Visualisierung ist eine Registrierung der Planungsdaten mit der Anatomie des Patienten dringend erforderlich. Eine wichtige Einschränkung dieser Visualisierungsmethoden ist es, dass die Registrierung nach jeder Bewegung des Organs wiederholt werden muss, um eine anatomisch korrekte Darstellung zu gewährleisten.
- Die letzte Phase ist die Operation selbst. In dieser ist es das Ziel, den Tumor permanent zu visualisieren, um dem Arzt einen Blick auch unter die Gewebeschichten zu erlauben, die im Verlauf der Operation reseziert werden sollen. Für diese Phase ist nicht nur eine Registrierung, sondern auch die Lokalisation des Tumors notwendig. Weiterhin sollten in dieser Phase auch die Werkzeuge getrackt werden, um eine Navigation zur interessierenden Struktur zu ermöglichen.

Die verschiedenen Ansätze zur Visualisierung in der Medizin werden von Preim und Bartz in [PB07] umfassend vorgestellt. Eine sehr interessante Übersicht verschiedener Arbeiten über intraoperative Assistenzsysteme in der endoskopischen Hals-Nasen-Ohren-Chirurgie geben Lüth und Strauß in [LS10]. Die Klassifizierung der Methoden erfolgt hier zum einen nach dem verwendeten Endoskoptyp (hauptsächlich nach starren und flexiblen Endoskopen) und nach der Art der Visualisierung (Videobilddaten mit erweiterter Realität vs. Navigationsansichten auf den präoperativen Bilddaten). Nebenbei gehen die Autoren auch auf die roboterassistierte Chirurgie ein und beschreiben die automatisierte Nachführung von Endoskopen im Operationsgebiet, so dass die Zielstrukturen während des gesamten Eingriffes für den Chirurgen sichtbar bleiben. Auch die Erweiterung der Instrumente mit einer Kamera ist Teil der Diskussion.

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung

Hassenpflug et al. beschäftigen sich in [HVCS⁺01] mit den Anforderungen an ein Navigationssystem in der Leberchirurgie. Sie unterscheiden hierbei maßgeblich zwischen der offenen und der minimalinvasiven Chirurgie. Während die offene Chirurgie eher eine Navigation für tiefer gelegene Tumore benötigt, da der Chirurg oberflächliche Tumore ertasten kann, ist die Navigation in der laparoskopischen Chirurgie in jedem Fall gewinnbringend. In der minimalinvasiven Chirurgie ist es das Ziel, die visuelle und haptische Beeinträchtigung des Chirurgen durch ein Navigationssystem zu kompensieren. Die größte Herausforderung für die offene Chirurgie ist die Abfolge von Orientierung des Chirurgen und Resektion am Organ mit der dazugehörigen Deformation des Organs. Dies führt zu Ungenauigkeiten in der Navigation, welche durch eine erneute Registrierung ausgeglichen werden muss.

Diesen Punkt greifen Stallkamp et al. [SDB⁺10b] in ihrer Arbeit auf, in der sie ein System für die minimalinvasive Leberchirurgie vorstellen, in dem unter dem Begriff der Closed-Loop-Surgery nach Sakas et al. [SGBS10] ein vollständiger Regelkreis implementiert ist. Dieser besteht aus der Registrierung prä- und intraoperativer Bilddaten, der Navigation im Operationssaal, der Manipulation durch den Chirurgen und einer erneuten Registrierung, um aufgetretene Deformationen des Gewebes auszugleichen.

Hassenpflug et al. [HVCS⁺01] geben an, dass die Integration intraoperativer Tumorfunde in die zuvor erstellte Planung eine wichtige Komponente eines Navigationssystems sei. In Vetter et al. [VHCS⁺01] und Hassenpflug et al. [HVT⁺01] erweitern sie ihre Anforderungsanalyse um die Untersuchung zu geeigneten Schneidewerkzeugen, Trackingmethoden und der intraoperativen Bildgebung. Sie räumen hierbei der intraoperativen Ultraschallbildgebung die größten Chancen ein, als Echtzeit-Bildgebung für zukünftige Navigationssysteme verwendet zu werden.

Eine Übersicht über die Arbeiten zur Verwendung von Ultraschallbildgebung in der bildgestützten Chirurgie geben Noble et al. in [NNB11].

Teber et al. versuchen in ihrer Arbeit [TGS⁺09] die Frage zu beantworten, ob die erweiterte Realität die chirurgische Genauigkeit während einer laparoskopischen partiellen Nephrektomie erhöhen kann. Hierfür stellen die Autoren die bisher in der Literatur vorgestellten Verfahren vor und vergleichen diese hinsichtlich ihrer Eigenschaften.

Auch Ukimura gibt in [Uki10] eine Übersicht über die Verwendung der erweiterten Realität in den Navigationssystemen der aktuellen Literatur. Der Fokus dieser Arbeiten liegt dabei ebenso auf minimalinvasiven Eingriffen in der Urologie.

Tabelle 6.2 gibt eine Übersicht über die in der Literatur beschriebenen Navigationssysteme und lehnt sich an die Eigenschaftsbewertung von Teber et al. [TGS⁺09] an. Die Arbeiten werden in die drei oben genannten Phasen gegliedert. Der Fokus liegt hierbei auf den Systemen zur intraoperativen und permanenten Visualisierung. Die Sortierung erfolgt der besseren Übersichtlichkeit halber aufsteigend in alphabetischer Reihenfolge innerhalb der Methoden.

Tabelle 6.2.: Übersicht der Navigationssysteme. **Operation:** KC = Knochenchirurgie, LC = Laparoskopische Chirurgie, LPN = Laparoskopische Partielle Nephrektomie, LPP = Laparoskopische Partielle Prostatektomie, OLC = offene Leberchirurgie, P = Perkutane Eingriffe, RLC = Roboterassistierte Laparoskopische Chirurgie, RLPN = Roboterassistierte Laparoskopische Partielle Nephrektomie; **Bildgebung:** CT = Computertomographie, E = Videoendoskop, ICT = intraoperatives CT, MRT = Magnetresonanztomographie, TRUS = Transrektaler Ultraschall; **Registrierung:** A = automatisch, LM = landmarkenbasiert, M = manuell, O = Oberfläche; **Visualisierung:** HMD = Head Mounted Display, SA = axial, coronal, sagittal Standard Ansichten, TD = transparentes Display, V = virtuelle dreidimensionale Operationsszene.

Kürzel	Operation	Bildgebung	Registrierung	Trackingsystem	Visualisierung
<i>Präoperativ</i>					
[LRH ⁺ 05]	OLC	CT	-	-	SA, V
[MFF ⁺ 08]	LC	CT	M, LM	optisch	Video Overlay
[SBB ⁺ 12]	P	CT	-	-	SA
<i>Intraoperativ</i>					
[BSMS ⁺ 08, TGS ⁺ 09]	LPN	E, ICT	A (in vitro), M (in vivo)	Inside Out	Video Overlay
[CHE ⁺ 08]	OLC	US	-	optisch	SA, V
[GPOSW11]	OLC	CT, US	M, LM	optisch	Projektion
[HSD ⁺ 99]	OLC	CT	M, LM	optisch, aktiv	SA
[LEH ⁺ 04]	OLC	CT, US	M, A, LM	optisch	SA, V
[MSBK09, MBSK10, KDE ⁺ 12]	LC	CT, US	A, LM	elektromagnetisch	V, Video Overlay
[PBD ⁺ 11, BCI ⁺ 10]	OLC	CT, US	M, LM	optisch	V
[PMV ⁺ 12]	RLPN	CT	M, LM	-	Video Overlay
[SDH ⁺ 10]	RLC	US	-	Telemanipulator	Video Overlay
[SDB ⁺ 10a]	LC	CT	A	optisch	Video Overlay
[SLT ⁺ 09]	LC	CT, US	M, LM	elektromagnetisch	SA, V
[Sch04, WS04, KDM ⁺ 06]	P	CT	M, LM	optisch, elektro- magnetisch	TD
[UNS ⁺ 10]	LPP	TRUS	-	optisch	Video Overlay
<i>Permanent</i>					
[BEL ⁺ 09]	OLC	US	-	optisch, elektromagnetisch	SA, Audio
[FLR ⁺ 98]	LC	E	-	optisch	HMD
[NUG ⁺ 08]	LPN	E, CT	M, LM	hybrid	Video Overlay
[NGS05]	LC	CT, MRT, E	A, LM	optisch	Video Overlay
[SVA ⁺ 09]	RLPN	CT	M, A, LM	optisch, Stereoskop	Video Overlay
[USM ⁺ 12]	KC	E, ICT	A, LM	optisch, elektromagnetisch	SA, V, Video Overlay
[WSMW10]	LC	-	A, O	optisch	Projektion

Aus Tabelle 6.2 wird ersichtlich, dass eine Vielzahl der Visualisierungs- bzw. Navigationssysteme bereits im Operationssaal angekommen sind. Da in der laparoskopischen Chirurgie das Videobild die Hauptinformationsquelle für den Chirurgen ist, liegt der Fokus vieler Arbeiten in diesem Gebiet auf Video-Overlay-Visualisierungen. Die zweithäufigste Visualisierungsmethode sind virtuelle Ope-

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung

rationsszenen, auf denen der Arzt die räumlichen Zusammenhänge und die relativen Positionen von Werkzeugen, Risikostrukturen und dem Tumor gut erkennen kann.

Die prä- und intraoperativen Navigationssysteme, welche in Tabelle 6.2 zusammengefasst wurden, sind für die permanente Überwachung der Zielstruktur während eines Eingriffes nicht geeignet. Sie stellen jedoch die Mehrheit der verfügbaren System dar. Aufgrund des Umfangs der detaillierten Literaturübersicht der prä- und intraoperativen Navigationssysteme sei an dieser Stelle auf Appendix G verwiesen.

Im Folgenden werden die Navigationssysteme, welche eine permanente Visualisierung während des Eingriffes ermöglichen, näher vorgestellt. Die Sortierung erfolgt chronologisch innerhalb der Methoden, um die Entwicklung der Forschung besser darzustellen.

6.1.3.1. Permanente Tumorvisualisierung

Bereits im Jahr 1998 haben Fuchs et al. in [FLR⁺98] ein System für die intraoperative Visualisierung von laparoskopischen Videobildern mittels erweiterter Realität vorgestellt. Das Ziel der Arbeit war es, die natürliche Sicht auf das Operationsgebiet für den Chirurgen wieder herzustellen und die Hand-Auge-Koordination zu erleichtern. Für die Umsetzung des Systems wurden sowohl das Laparoskop als auch der Kopf des Chirurgen in allen 6 Freiheitsgraden mit einem optischen Trackingsystem verfolgt. Weiterhin wurde die Parallaxe, welche bei Kopfbewegungen entsteht, durch eine Tiefenerkennung in den Videobildern für die Visualisierung realisiert und konnte so vom Chirurgen wieder als visueller Hinweis auf die Tiefenverhältnisse im Operationsgebiet genutzt werden. Die Tiefenerkennung erfolgte über eine Streifenlichtprojektion durch das Laparoskop, wobei die resultierenden Bilddaten durch eine zweite Kamera aufgenommen wurden. Basierend auf dem Wissen, wo sich die Szene befindet (getrackte Kamera und Tiefenbild) und von welchem Punkt aus der Chirurg auf die Szene schaut (getrackter Kopf) war es möglich, die Videobilder zu deformieren und die Bewegung des Kopfes relativ zur Kamera zu simulieren. Die Visualisierung der Szene erfolgte dreidimensional über ein durchsichtiges Stereo-Head-Mounted-Display mit einem Gewicht von ca. 340 g.

Die Entwicklung eines günstigen Navigationssystems für die permanente intraoperative Visualisierung in der laparoskopischen Chirurgie war das Ziel der Arbeit von Nicolau et al. [NGS05]. Sie verwenden hierzu lediglich einen PC, zwei Kameras und speziell entworfene, zweidimensionale Muster, mit deren Hilfe ein optisches Trackingsystem realisiert wird. Um das Trackingsystem zur Patientenanatomie zu registrieren, werden spezielle Marker auf die Hautoberfläche des Patienten geklebt. Diese sind sowohl in der präoperativen CT- oder MRT-Bildgebung als auch später im Videobild der Stereokameras detektierbar. Das System ermöglicht es, die Instrumentenspitzen mit ca. 1,5 mm Genauigkeit zu tracken und Überlagerungen im Videobild mit einer Genauigkeit von unter 1 mm zu erzeugen. Diese Werte wurden in Tests an Phantomen ermittelt.

Das Ziel der Arbeit von Nakamoto et al. in [NUG⁺08] war die permanente Visualisierung der Tumorposition und des dazugehörigen Sicherheitsrandes im laparoskopischen Videobild während einer partiellen Nierenresektion. Hierfür implantierten die Autoren drei Sensoren des Calypso 4-D Trackingsystems neben den Tumor. So war es möglich, die Position des Tumors relativ zu einer optisch getrackten Kamera zu bestimmen. Leider wurden diese Visualisierungen nur retrospektiv erzeugt. Hierfür wurden sowohl die Videoaufnahmen als auch die Trackinginformationen aufgezeichnet und mit diesen nach der Operation das Video Overlay berechnet. In den Experimenten wurde zunächst ein Teil der Niere bewegt, anschließend der Tumor reseziert und zum Abschluss vor der Kamera bewegt. Der Sicherheitsrand wurde über farbige Areale um den Tumor repräsentiert. Diese waren unterteilt in Tumor (rot), Sicherheitsrand (gelb), Schneidezzone (grün) und gesundes Gewebe (blau). Die Visualisierung erfolgte mit einer Verzögerung von wenigen Bildern und erreichte eine mittlere Genauigkeit von 3 – 5 mm.

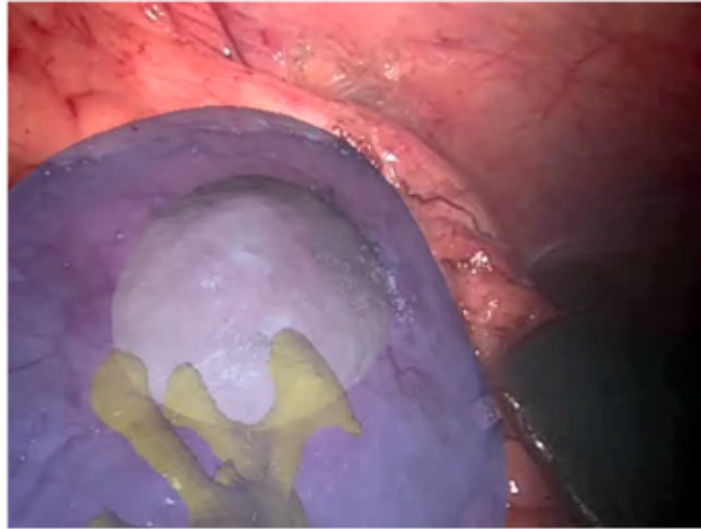


Abbildung 6.2.: Erweiterte Realität für die laparoskopische partielle Nephrektomie nach Su et al.
Quelle: [SVA⁺09]

Die permanente Navigation in der offenen Leberchirurgie wurde von Beller et al. in [BEL⁺09] über eine Lageverfolgung einer Hochrisikozone mithilfe eines elektromagnetischen Trackings umgesetzt. Da sich der Arzt während einer offenen Chirurgie auf den Operationssitus konzentriert und nicht durch eine Darstellung auf Monitoren abgelenkt werden sollte, schlagen Beller et al. eine navigierte Kontrolle vor. Hierzu wird der elektromagnetische Sensor in das Zentrum der zuvor definierten Sicherheitszone eingebracht. Diese Zone kann wichtige Bifurkationen beschreiben oder auch den Tumor einschließen. Bewegt sich die Instrumentenspitze in diesen Sicherheitsbereich, wird der Chirurg über ein Audiosignal informiert. Das System wurde bereits intraoperativ für die Resektion von Lebermetastasen verwendet.

Der *da Vinci* Telesystem wurde von Su et al. in [SVA⁺09] um eine Echtzeit-Visualisierung mittels erweiterter Realität für die laparoskopische partielle Nephrektomie erweitert (siehe Abbildung 6.2). Die grundlegende Idee der Arbeit ist eine permanente rigide Registrierung von präoperativen Modellen aus der Operationsplanung mit dem stereoskopischen Videobild des Roboters. Nach einer initialen, manuellen Registrierung erfolgt eine markerlose Oberflächenregistrierung und die Auswahl von natürlichen Landmarken auf der Organoberfläche. Durch das Tracking der Landmarken im Videobild und die Positionsbestimmung der Videokamera durch den Roboter wird es möglich, die Lage der Patienten-anatomie relativ zum Endoskop zu bestimmen. Ein Nachteil des Systems liegt in der fehlenden Robustheit gegenüber anatomischen Veränderungen am Organ, wie sie während der Resektion des Tumors zwangsweise entstehen. Weiterhin ist die Registrierung zeitlich nicht stabil, da es zu Fehlern in der Tiefenerkennung und folglich zu einem Drift des Modells relativ zur Anatomie kommen kann.

Um dem Arzt während eines minimalinvasiven Eingriffes im Abdomen die Navigation zu einer Zielregion zu erleichtern, verwenden Weede et al. in [WSMW10] ein Visualisierungssystem basierend auf der Projektion von Navigationshilfen auf die Patientenoberfläche. Hierzu werden die Planungsdaten über eine Oberflächenregistrierung durch Streifenlichtprojektion auf den Patienten übertragen. Im Anschluss daran können sowohl die Zielregionen, wie Tumore, als auch die Navigationspfade auf dem Körper des Patienten dargestellt werden. Letztere werden durch Kreuze direkt über dem Ziel und durch Linien vom Eintrittspunkt des Instruments hin zum Zielpunkt repräsentiert. Die Tiefendifferenz zwischen Instrumentenspitze und Zielstruktur kann der Arzt aus der Darstellung eines farbigen Kreises abschätzen. Weede et al. haben anhand von Phantomtests eine

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung

mittlere Genauigkeit ihres Systems von 2,6 mm ermittelt. Durch die Ungenauigkeit in der Registrierung und der Projektion lag der Fehler um den Bauchnabel bei 1 mm und nahm zum Rand des Abdomens zu. Ohne die Darstellung der Navigationshilfen benötigten die Nutzer durchschnittlich 4,8 Sekunden, um das Instrument zum Ziel zu führen. Mit dem Navigationssystem verkürzte sich diese Zeit auf 1,9 Sekunden.

6.1.4. Fazit

Die in diesem Abschnitt und den Appendizes E und F vorgestellten Trackingverfahren weisen unterschiedliche Vor- und Nachteile im intraoperativen Einsatz auf. Der Hauptvorteil des optischen Trackings liegt in der hohen Genauigkeit und Geschwindigkeit. Limitierend sind die großen Marker, welche z. B. nur schwer an kleinen Biopsie- oder Ablationskanülen befestigt werden können. Weiterhin ist ein optisches Tracking nicht für die Verfolgung des Tumors während der Resektion geeignet. Der Vorteil des elektromagnetischen Trackings ist die geringe Sensorgröße und die Vielseitigkeit im Einsatz an Instrumenten und innerhalb des Organs. Die Qualität der Messungen kann jedoch durch viele Quellen wie z. B. elektrische Schneidewerkzeuge oder ferromagnetische Metalle gestört werden. Implantierte Landmarken und das Calypso Trackingsystem sind beide ungeeignet für die Lageverfolgung von Werkzeugen. Die Landmarken sind ferner durch die Notwendigkeit der Geometrierhaltung auf den Einsatz zu Beginn der Operation beschränkt. Das Calypso System kann das Organ und sogar einen großen Tumor auch während der Resektion verfolgen.

Das intraoperative Tracking beschränkt sich in der Literatur bisher meist nur auf die verwendeten Werkzeuge. So werden häufig für eine Navigation Lage und Position der Schneidewerkzeuge und je nach Anwendungsgebiet auch die der Kamera verfolgt.

In einigen Arbeiten wird über das Tracking der Organe berichtet. Das Ziel hierbei ist es, nach einer einmaligen Registrierung, die Lage des Organs zu verfolgen und so die Visualisierung interessierender Strukturen zu Beginn eines Eingriffes und vor der Resektion aufrecht zu erhalten. Hierfür werden häufig Landmarken auf der Organoberfläche implantiert. Für die Tumorlokalisation während der Resektion sind diese Methoden jedoch nicht geeignet, da die Geometrie der Landmarken durch die Resektion beeinflusst werden würde und der Tumor aus dem Organ herausgelöst wird.

Um eine permanenten Visualisierung des Tumors während des Eingriffes zu ermöglichen ist das Tracking des Tumors notwendig. Die vielversprechendsten Ansätze in der Literatur stammen von Nakamoto et al. [NUG⁺08], Beller et al. [BEL⁺09] und Lange et al. [LEKS10]. Der Vorteil des Calypso Systems, welches von Nakamoto et al. verwendet wurde ist, dass keine Kabel zum Sensor führen. Andererseits benötigt das System zusätzlich ein optisches Tracking der Antenne. Damit einher geht eine gesteigerte Komplexität, welche sich im deutlich höheren Kalibrierungsaufwand und der Gefahr von Ungenauigkeiten durch Verdeckungsprobleme im Operationssaal äußert. Durch die Verwendung zu vieler und zu großer Sensoren für das Tumortracking ist das von Nakamoto et al. beschriebene System nicht für den Einsatz an der menschlichen Niere geeignet. Die von Beller et al. beschriebene Art der Tumorbefestigung macht einen vorsichtigen Umgang mit der Leber notwendig, da es ansonsten zu Verlagerungen des Sensors im Gewebe kommen kann. Weiterhin ist die genaue Lageerkennung der Risikozone durch die Verwendung eines Trackingsystems mit fünf Freiheitsgraden eingeschränkt. Aus diesem Grund muss der Trackingsensor genau im Zentrum der Risikozone platziert werden. Auch der von Lange et al. verwendete Trackingsensor bietet nur fünf Freiheitsgrade und kann daher lediglich die Position des Tumors im Raum genau bestimmen. Für eine vollständige Lagebestimmung sind mehrere Sensoren notwendig. Daher verwenden Lange et al. mehrere in der Leber verteilte Trackingsensoren, um damit die Deformation der Leber zu ermitteln und auf die Lage des Tumors schließen zu können. Dies geht mit einem erhöhten Aufwand für die Platzierung der Sensoren einher und ermöglicht nur ein relativ ungenaues Tracking.

Aus dem Studium der Literatur zum Thema Navigation wird ersichtlich, dass bereits sehr viele Systeme im OP eingesetzt werden können. Die Betrachtung der Planungsdaten präoperativ und gegebenenfalls sogar noch im Operationssaal gehören heutzutage schon vielerorts zum klinischen Standard. Dies kann sowohl anhand von Schichtbildern als auch in Form von dreidimensionalen Visualisierungen erfolgen. Der nächsten Schritt, also die anatomisch korrekte Überlagerung von Planungsdaten und dem interessierenden Organ, erfordert bereits eine aufwändigere Vorarbeit in Form einer Registrierung. Die Vielzahl der vorgestellten Verfahren ist auf diesen Stand limitiert. Erst wenn nach der Registrierung noch ein Tracking des Tumors oder zumindest des Organs erfolgt, können die Visualisierungen auch permanent während der Operation erfolgen. Die Visualisierung unter Verwendung der erweiterten Realität bietet sich hier für die minimalinvasive Chirurgie an, da der Arzt immer auf das laparoskopische Video als intraoperative Bildgebung angewiesen ist. Da dieses Video auch im Fokus der Wahrnehmung des Operateurs liegt, sind Visualisierungen in Form von virtuellen Szenen zwar eine sehr gute Diskussionsgrundlage und auch bestens für die Informationsweitergabe an das OP-Personal geeignet, verlangen aber ein Umdenken des Chirurgen.

Die beiden interessantesten Arbeiten zur permanenten Visualisierung der Tumorposition stammen von Nakamoto et al. [NUG⁺08] und Beller et al. [BEL⁺09], da nur diese die Tumorposition permanent verfolgen. Die Visualisierung von Nakamoto et al. wurde allerdings bisher nur retrospektiv anhand aufgezeichneter Trackinginformationen und dem Videofilm erstellt. Beller et al. haben ihr System für die offene Leberchirurgie entwickelt. Hierbei ist es jedoch nicht möglich, den Tumor im Operationsgebiet zu visualisieren. Aus diesem Grund wurde eine navigierte Kontrolle in Form eines akustischen Feedbacks an den Chirurgen umgesetzt, welches ausgelöst wird, sobald das Schneidewerkzeug in eine Sicherheitszone um den implantierten elektromagnetischen Trackingsensor eindringt.

6.2. Entwickeltes Navigationssystem

Im Rahmen dieser Arbeit wurde in Kooperation mit der Johns Hopkins University in Baltimore, Maryland, USA ein bildbasiertes Navigationssystem für den intraoperativen Einsatz in der minimalinvasiven Nierenchirurgie entwickelt. Das System kann sowohl in der laparoskopischen als auch in der roboterassistierten Chirurgie verwendet werden. Das Ziel des Systems ist es, dem Arzt genügend visuelle Hilfestellung zu geben, um den Eingriff wie vorab geplant umsetzen zu können. Dabei sollen Verletzungen von Risikostrukturen um den Tumor vermieden und die komplette Resektion des Tumors mit dem Sicherheitsrand gewährleistet werden. Die komplexe interne Anatomie der Niere (vergleiche Abbildung 6.3) kompliziert dies, so dass im schlimmsten Fall eine geplante minimalinvasive partielle Resektion zu einer offenen Operation umgewandelt und die gesamte Niere entfernt werden muss.

Um dies zu verhindern, wird die aktuelle Tumorposition als anatomisch korrekte Visualisierung über das Videobild des Endoskops gelegt. Das entwickelte intraoperative Navigationssystem verspricht neben der erhöhten Sicherheit für den Patienten auch eine gesteigerte Konfidenz des Chirurgen während des Eingriffes. Durch die permanente Visualisierung der Zielstruktur kann sich der Arzt voll auf die Resektion konzentrieren, wodurch der Zeitdruck, resultierend aus der Unterbrechung der Blutversorgung der Niere durch das Abklemmen der Nierenarterie, reduziert wird. Der gesamte Eingriff mit Lokalisation des Tumors, Resektion des Tumors mit einem Sicherheitsrand, Verödung des umliegenden Gewebes zur Vermeidung von Streuungen des Tumors, Stillung der Blutungen und Verschluss der Wunde muss innerhalb von ca. 30 Minuten abgeschlossen sein. Die Verkürzung der Operation wiederum ermöglicht es, die Erfolgsrate der partiellen Nephrektomien und auch anderer laparoskopischer und roboterassistierter Eingriffe im Weichgewebe zu steigern.

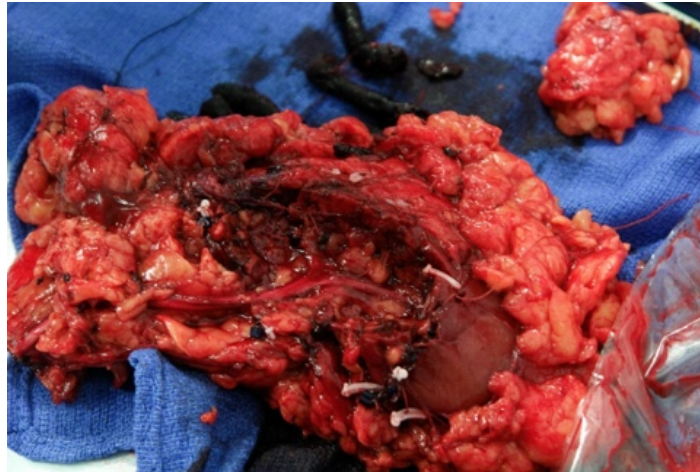


Abbildung 6.3.: Totalresezierte Niere nach erfolgloser laparoskopischer Operation. Der Tumor (oben rechts im Bild) befand sich zu nah am Nierenbecken, so dass die Einblutungen nicht mehr gestillt werden konnten und die Niere nicht verschlossen werden konnte. Quelle: [SKS⁺10]

6.2.1. Systemaufbau

Das entwickelte intraoperative Navigationssystem besteht aus vier Hauptkomponenten:

- intraoperatives Tracking des Tumors und der Instrumente
- intraoperative Bildgebung mittels Ultraschall und Videoendoskop
- bildbasierte Registrierung von CT- und Ultraschall-Elastographiebilddaten
- Echtzeit-Overlay-Visualisierung des Tumors im Endoskopievideobild.

Abbildung 6.4 zeigt den schematischen Aufbau des entwickelten Navigationssystems und die notwendigen Schritte für die Realisierung der Navigation.

Durch den Einsatz eines elektromagnetischen Trackingsystems ist es möglich, die Position aller intraoperativen Bildgebungsmodalitäten, wie Ultraschall und Videoendoskop, zu verfolgen. Somit können aus Freihand-Ultraschallaufnahmen Volumendaten rekonstruiert und diese für eine intraoperative Registrierung verwendet werden. Die intraoperative Registrierung der Elastographiebilddaten wurde bereits in Abschnitt 4.2.1 vorgestellt. Durch die robuste Erzeugung und Aufnahme von Ultraschall-Elastographiebildern hoher Qualität wird es möglich, Tumore in der Niere, welche aufgrund ihrer Gewebeeigenschaften im B-Mode-Bild nicht sichtbar sind, intraoperativ abzubilden und die Ultraschallvolumen mit dem präoperativen CT zu registrieren. Diese Registrierung ist ein essentieller Schritt zur Navigation, da sie es ermöglicht, die Planungsdaten des CT-Datensatzes anatomisch korrekt auf die intraoperative Lage der Niere abzubilden. Durch die Verwendung eines elektromagnetischen Trackings des Tumors und des Videoendoskops kann diese Visualisierung auch während der ganzen Resektion aufrecht erhalten werden.

6.2.1.1. Operationsplanung

Die präoperative Segmentierung der interessierenden Strukturen aus dem CT erfolgt manuell, da dieser Planungsteil bereits vor der Operation erfolgt und somit nicht zeitkritisch im Sinne des eigentlichen Eingriffes ist. Dem Chirurgen stehen dabei zwei verschiedene Möglichkeiten für die Segmentierung zur Verfügung.

Zum einen kann der Tumor mit einem kreisförmigen Pinselwerkzeug in die Bilddaten gezeichnet

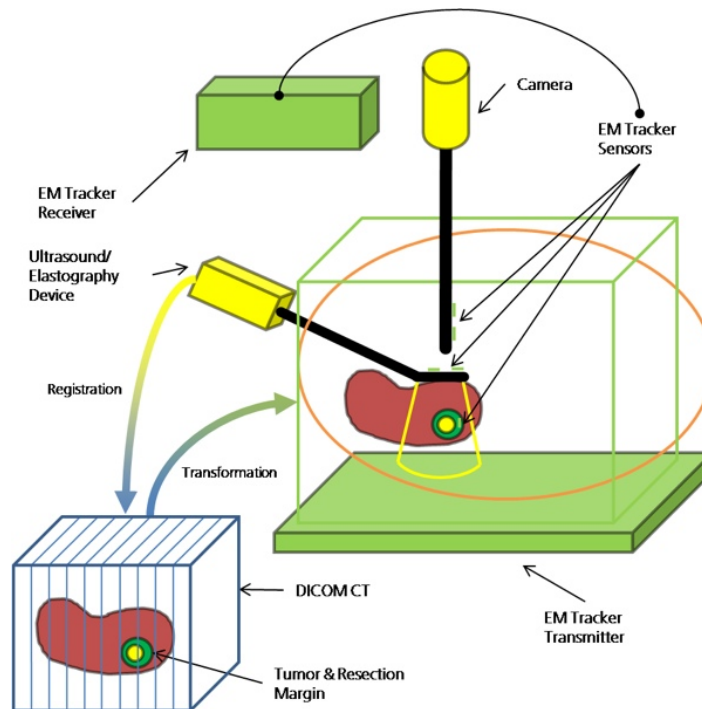


Abbildung 6.4.: Systemübersicht Navigationssystem in der laparoskopischen Nierenchirurgie. Quelle: [SKS⁺10]

werden. Der Durchmesser des Werkzeuges kann dabei an die anatomischen Gegebenheiten angepasst werden. Im zweiten Ansatz wird die Kontur des Tumors in die Bilddaten eingezeichnet. Das Innere der Kontur wird dabei als Tumor markiert. Es ist in beiden Segmentierungsmethoden möglich, das Ergebnis noch einmal zu korrigieren, indem Voxel entfernt oder hinzugefügt werden können.

Die manuelle Segmentierung erfolgt auf den 2D-Schichten des CT-Volumens. Der Tumor muss dabei nicht in alle Schichten eingezeichnet werden, da das System in der Lage ist, fehlende Information in zwischenliegenden Schichten mithilfe der trilinearen Interpolation zu bestimmen.

Aus der Segmentierung resultiert sowohl die Kontur als auch die Größe und Lage des Tumormodells innerhalb des CT-Koordinatensystems. Mithilfe des Marching-Cubes-Algorithmus kann die binäre Segmentierung in ein Oberflächenmodell des Tumors überführt werden (siehe Abbildung 6.5). Für den Arzt ist neben dem Tumor der Sicherheitsrand eine sehr wichtige Orientierungshilfe. Dieser kann durch die Skalierung des Tumormodells automatisch generiert werden. Der Arzt gibt hierbei eine sinnvolle Distanz zum eigentlichen Tumormodell vor. Diese kann je nach Größe des Tumors und der Nähe zu umliegenden Strukturen variieren. Die Wahl des Sicherheitsrandes ist also stets ein Kompromiss zwischen der Sicherheit auch den gesamten Tumor und damit alle Krebszellen zu resezieren und dem Erhalt von möglichst viel gesundem Organewebe, also der Minimalinvasivität. Beide Modelle stehen im Anschluss dem Registrierungs- und Visualisierungsteil des Navigationssystems zur Verfügung.

6.2.1.2. Videoaufnahmen

Für die Aufnahme des Videostreams während der Resektion wurde eine Portable Webcam C905 von Logitech¹ verwendet (siehe Abbildung 6.6). Diese Kamera ersetzte in den Experimenten das

¹<http://www.logitech.com>

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung

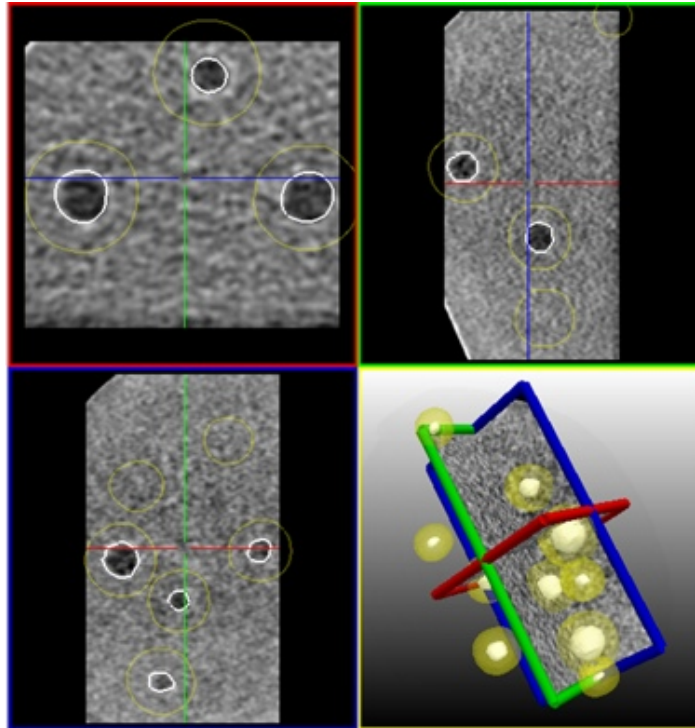


Abbildung 6.5.: Darstellung segmentierter Tumore (weiß) und der automatisch generierten Sicherheitsränder (gelb) in zweidimensionalen Schichtbildern und als dreidimensionale Oberflächenvisualisierungen.



Abbildung 6.6.: Verwendete Webcam. Quelle: www.logitech.com

eigentlich während einer laparoskopischen Operation verwendete Videoendoskop. Dies war notwendig, da ein solches Videoendoskop nicht zur Verfügung stand. In zukünftigen Versionen des Navigationssystems und vor allem für den klinischen Einsatz ist es notwendig, die Webcam durch ein echtes Videoendoskop zu ersetzen. Für die Umsetzung des Navigationssystems und eine realitätsnahe Darstellung der Operationsszene während der Experimente ist die verwendete Kamera jedoch ausreichend.

Die Videokamera liefert Bilder in der Größe 640×480 Pixel bei 30 Bildern je Sekunde. Um während des Eingriffes eine flüssige und optisch korrekte Visualisierung zu realisieren, wird für mindestens 25 Bilder in der Sekunde ein Overlay berechnet. Durch die wesentlich höhere Abtastrate des elektromagnetischen Trackings (vgl. Tabelle F.1 in Abschnitt F.1.1 des Appendix) ist gewährleistet, dass für jedes Videobild eine zeitnahe Positionsinformation von Kamera und Tumor zur Verfügung steht. Weiterhin ist es möglich, die Positionsinformationen zeitlich zu interpolieren. Hierdurch können zeitlich genaue Positionsinformationen zur Verfügung gestellt und auch Ausreißer in den

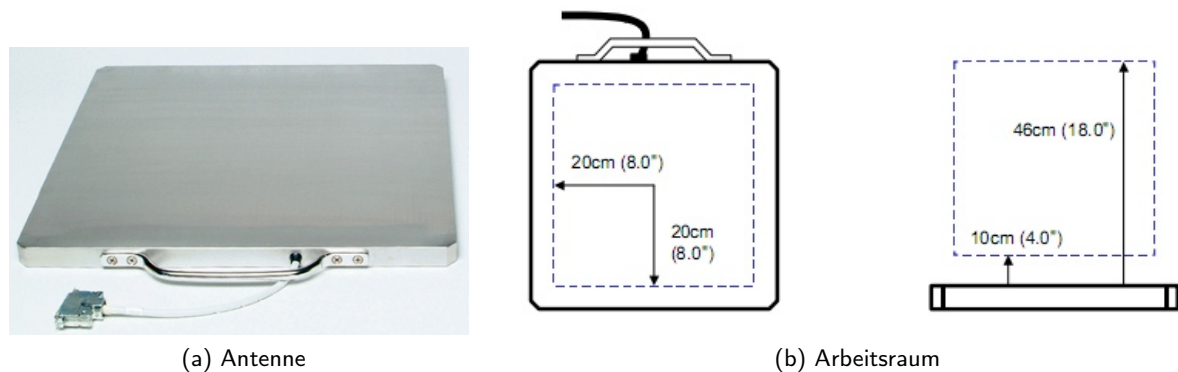


Abbildung 6.7.: Flat-Panel Antenne zum Aufbau des elektromagnetischen Feldes. Quelle: [Asc10]



Abbildung 6.8.: Elektronikeinheit des Ascension 3D Guidance medSAFE Trackingsystems. Quelle: [Asc10]

Messdaten korrigiert werden.

6.2.1.3. Verwendetes Trackingsystem

Die Positionsverfolgung des Tumors und der Werkzeuge erfolgt intraoperativ mit einem elektromagnetischen Trackingsystem der Firma Ascension². Das verwendete 3D Guidance medSAFE System³ besteht aus einer Elektronikeinheit, einer Antenne zur Erzeugung des elektromagnetischen Feldes und den Trackingsensoren.

Die Antenne ist an die Elektronikeinheit angeschlossen und wird von dieser gesteuert. Im beschriebenen Navigationssystem wurde die in Abbildung 6.7a abgebildete 9-Achsen Flat-Panel-Antenne verwendet. Das von ihr aufgebaute elektromagnetische Feld bietet ein Arbeitsvolumen von 400 mm × 400 mm × 360 mm, welches ca. 10 cm über der Antenne positioniert ist (siehe Abbildung 6.7b).

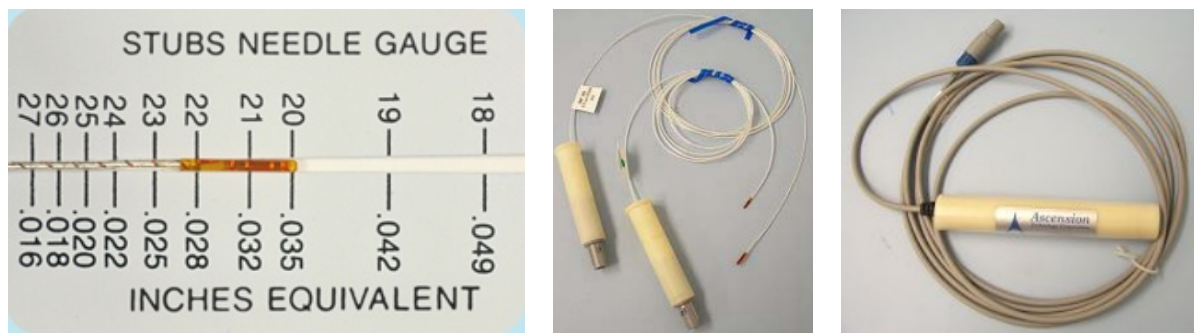
An die Elektronikeinheit können gleichzeitig bis zu vier Trackingsensoren mit sechs Freiheitsgraden über Vorverstärker angeschlossen werden (siehe Abbildung 6.8). Für jeden dieser Sensoren liefert die Elektronikeinheit Positions- und Orientierungsinformationen mit bis zu 160 Messungen pro Sekunde. Hierbei wird vom Hersteller ein mittlerer quadratischer Positionierungsfehler von < 1 mm bei einer Bewegungsgeschwindigkeit von < 200 mm pro Sekunde angegeben.

Für das Tracking des Endoskops und des Tumors wird jeweils ein Sensor von 1,3 mm Durchmesser und 7,7 mm Länge verwendet (siehe Abbildung 6.9a). An den Sensoren befindet sich ein 2 m langes

²<http://www.ascension-tech.com>

³<http://www.ascension-tech.com/medical/medSAFE.php>

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung



(a) Sensorgröße, Quelle: <http://www.ascension-tech.com/medical/medSAFE.php>

(b) Sensoren

(c) Vorverstärker

Abbildung 6.9.: Die für das Tracking der Kamera und des Tumors verwendeten Sensoren und die dazugehörigen Vorverstärker.

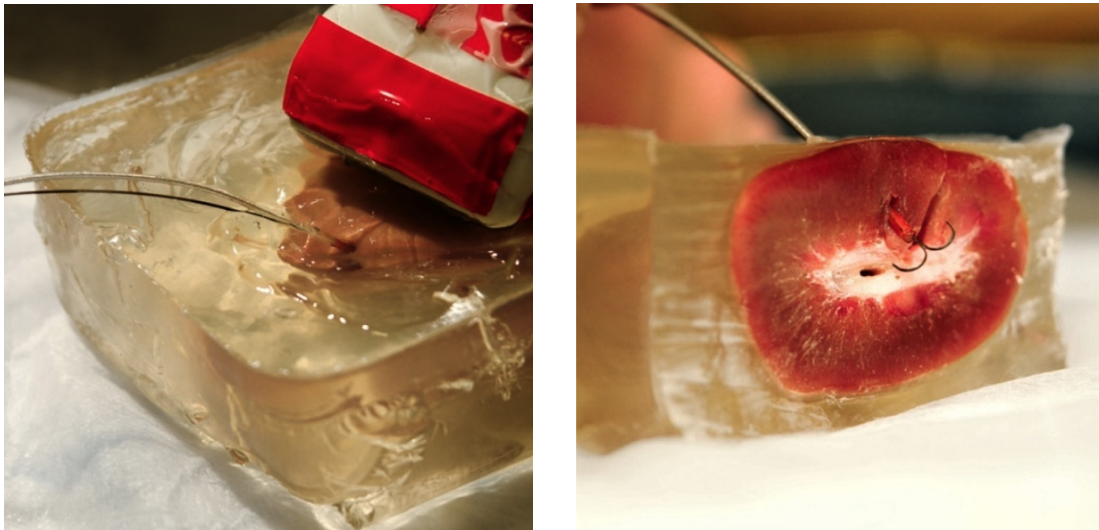
Kabel von 1,2 mm Durchmesser (siehe Abbildung 6.9b), welches die gemessenen Impulse über den Vorverstärker (siehe Abbildung 6.9c) zur Elektroneinheit überträgt. Das Kabel ist dünn genug, um zusammen mit dem Endoskop durch einen Trokar geführt zu werden und ermöglicht sogar das Tracking flexibler Endoskope. Der zweite Sensor des Trackingsystems, welcher die Lage des Tumors verfolgt, kann durch einen vierten Trokar in den Körper des Patienten eingeführt werden. Dieser vierte Zugang ist Bestandteil des Operationsprotokolls, wird jedoch in den meisten Operationen nicht genutzt.

Die Verwendung eines Kabels ist der Hauptnachteil des medSAFE Trackingsystems, da dieses permanent im Operationssitus verbleibt. Von Chirurgen wurde allerdings versichert, dass diese Kabel nicht zu Problemen, wie Kollisionen oder Beschädigungen an Instrumenten führen, da in anderen minimalinvasiven Operationsszenarien bereits Kabel oder Drähte zur Markierung der Tumore verwendet werden.

Im Vergleich mit der Arbeit von Nakamoto et al. in [NUG⁺08] werden die Vorteile des hier verwendeten elektromagnetischen Trackingsystems deutlich. Nakamoto et al. haben das hybride Trackingsystem Calypso von Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, Kalifornien, USA für ihr Navigationssystem eingesetzt, welches die Signale der Sensoren per Funk überträgt. Das Calypso System benötigt jedoch zusätzlich zum elektromagnetischen Tracking noch ein optisches Tracking der Antenne. Dies steigert die Komplexität des Systems. So ist z. B. der Kalibrierungsaufwand des Systems deutlich höher. Das optische Tracking ist weiterhin eine zusätzliche Quelle von Ungenauigkeiten und es können auch Verdeckungsprobleme im Operationssaal entstehen. Des Weiteren ist es durch die geringe Größe der verwendeten Sensoren mit dem Ascension medSAFE System auch möglich, bewegliche Werkzeuge und dünne Nadeln zu tracken. Somit erlaubt ein einziges Trackingsystem die Verfolgung aller relevanten Geräte im Operationsgebiet, wodurch die Komplexität des Systems gering gehalten werden kann.

6.2.2. Tumortracking und Markierungsdraht

Mit dem in dieser Arbeit vorgeschlagenen System wird für das Tracking des Tumors nur ein einzelner Sensor mit sechs Freiheitsgraden benötigt, welcher eine Genauigkeit im Millimeterbereich bietet. Das Calypso System hingegen benötigt drei wesentlich größere Sensoren, um eine vergleichbare Genauigkeit zu erreichen. Beim Einsatz des Calypso Systems ist die Menge an gesundem Gewebe, welches benötigt wird, um die drei Sensoren zu platzieren, im Vergleich zum Tumervolumen häufig zu groß. Da dieses Gewebe während der Operation mit dem Tumor und den Sensoren entfernt



(a) Kontrolle der Einführung des Markierungsdrahtes mithilfe der Ultraschallbildgebung (b) Markierungsdraht mit befestigtem Trackingsensor

Abbildung 6.10.: Markierungsdraht mit Trackingsensor im Nierengewebe.

werden muss, würde demnach der Vorteil des Navigationssystems wieder aufgehoben werden. Somit ist das medSAFE System wesentlich besser für das Tracking kleiner Tumore und den Einsatz in der laparoskopischen partiellen Nephrektomie geeignet, da hier möglichst wenig gesundes Gewebe entfernt werden soll.

Unter der Annahme, dass das Nierengewebe eine relativ hohe Festigkeit aufweist, kann der Trackingsensor im entwickelten System entweder direkt im Tumor oder auch innerhalb des Sicherheitsrandes neben dem Tumor platziert werden. Somit ist es bei der Platzierung des Sensors nicht notwendig den Tumor mit der Kanüle anzustechen. Hierdurch kann ein Verschleppen von Krebszellen beim Entfernen der Kanüle verhindert werden. Durch die Überwachung des Nadelvorschubs mithilfe der Ultraschall-B-Mode- oder auch Elastographiebildgebung ist die Kontrolle der Sensorplatzierung, wie in Abbildung 6.10a dargestellt, möglich. An dieser Stelle wäre es auch denkbar, eine Navigation für die sichere und genaue Platzierung des Sensors zu verwenden, falls der Tumor im Ultraschallbild nicht sichtbar ist. Dies wird durch die Registrierung des getrackten Ultraschallvolumens mit dem präoperativen CT ermöglicht (vergleiche Abschnitt 4.2). Dadurch kann die Tumurlage auch im Echtzeit-Ultraschallbild visualisiert werden.

Da der Sensor zylindrisch geformt ist und eine glatte Oberfläche aufweist, besteht die Gefahr, dass er während des Eingriffes durch Manipulation des Organs entlang des Einstichkanals von seiner Position verrutschen könnte. Um dies zu verhindern, wurde ein Ankersystem für die Sensorfixierung entwickelt. Hierbei wurde auf zwei Produkte der Medizintechnik zurückgegriffen und diese mit dem elektromagnetischen Sensor kombiniert.

Für den Halt des Sensors im Gewebe sorgt ein Tuloc[®] Markierungsdraht⁴ der Firma SOMATEX[®] Medical Technologies GmbH, Teltow, Deutschland⁵. Dieser wird in der Medizin für die Markierung suspekter Mammaläsionen verwendet, wenn diese nicht mit der Hand ertastet werden können, eine Biopsie allerdings notwendig erscheint. Der Markierungsdraht ist an seiner Spitze zweigeteilt. Durch die Materialeigenschaften biegen sich die zwei Spitzen auseinander, was in Abbildung 6.11a und Abbildung 6.10b gut zu erkennen ist. Der Draht ist flexibel genug, um mit dem Sensor in

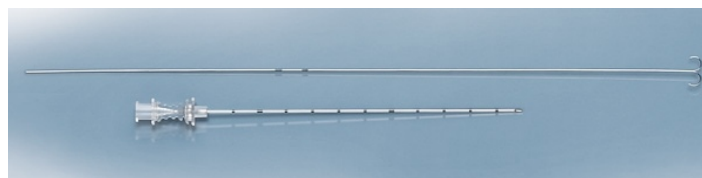
⁴<http://www.somatex.com/breast-care/tuloc.html>

⁵<http://www.somatex.com>

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung



(a) Spitze des Markierungsdrahtes



(b) Markierungsdraht mit Kanüle für die Platzierung im Gewebe

Abbildung 6.11.: Tuloc[®] System der Firma SOMATEX[®] Medical Technologies GmbH. Quelle: <http://www.somatex.com/breast-care/tuloc.html>

die Kanüle zurückgezogen zu werden und nimmt die gebogene Form wieder ein, sobald er aus der Kanüle entlassen wird. Die Spitzen des Drahtes sind angeschliffen, wodurch sich der Draht in das umgebende Gewebe einschneiden kann.

Die Verbindung zwischen Sensor und Markierungsdraht erfolgt durch den biokompatiblen Kleber MEDI-CURE[™] der Firma DYMAX Europe GmbH, Wiesbaden, Deutschland. Dieses Cyanoacrylat weist viele für die Anwendung wichtige Eigenschaften auf. So erfolgt die Aushärtung des Klebers umgehend. Daneben ist der Kleber in der Lage, verschiedenste Materialien miteinander zu verkleben. Im Falle des Ankersystems sind dies Titandraht und die Plastikverkleidung um den Sensor. Wichtig ist auch, dass der Kleber die Ummantelung des Sensors und des Kabels nicht angreift. Weiterhin ist der Auftrag des Klebers sehr gering. Dies ist besonders wichtig, da für die Platzierung des Sensors eine Punktionskanüle von 150 mm Länge und 13 Gauge, umgerechnet also 2,3 mm Außen- und 2 mm Innendurchmesser, verwendet wird. Der Sensor ist mit 1,3 mm hierbei bereits sehr groß. Der Markierungsdraht hat eine Stärke von 0,48 mm. Somit verbleibt für den Kleber maximal noch 0,22 mm. Eine Tropfenbildung ist daher unbedingt zu vermeiden. Dies wird durch die sehr guten Fließeigenschaften des Klebers erreicht. Einmal in das Gewebe eingebracht, ist es wichtig, dass der Kleber nicht durch die Flüssigkeiten im Inneren des Organs abgelöst werden kann. Zu guter Letzt lässt sich der Kleber allerdings nach dem Einsatz wieder gut vom Sensor und dem Draht trennen. Dies ist insbesondere für den wissenschaftlichen Einsatz notwendig, da die elektromagnetischen Sensoren mit ca. 750 Euro pro Stück recht teuer sind. Die Trennung erfolgt hierbei durch mechanische Belastung der Klebeverbindung. Diese mechanischen Belastungen gehen weit über die Belastung im Inneren des Organs hinaus. Bei den bisher durchgeführten Experimenten mit Schweinenieren kam es daher noch nie zu einer Trennung von Sensor und Markierungsdraht während das System im Einsatz war. Abbildung 6.12 zeigt das Ankersystem bereit zur Platzierung

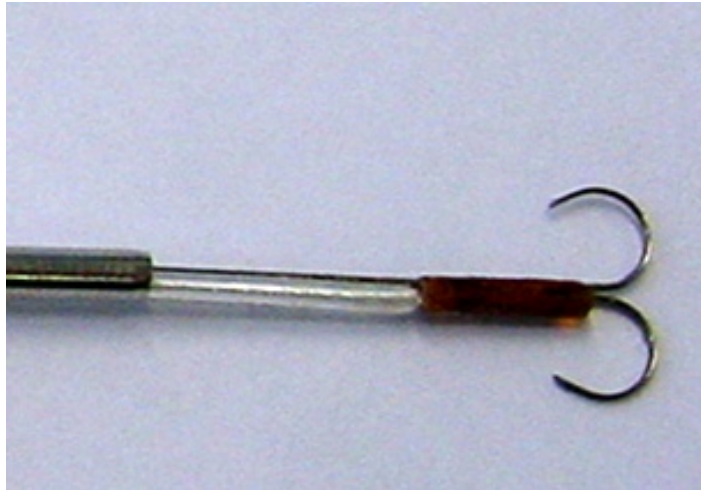


Abbildung 6.12.: Das fertig vorbereitete Ankersystem bestehend aus Markierungsdraht mit aufgeklebtem Trackingsensor. Man beachte, dass der Sensor vor der Teilung des Drahtes befestigt ist, damit dieser beim Einzug in die Kanüle und bei der Platzierung im Gewebe nicht in seiner Flexibilität behindert wird. Quelle: [Nol10]

im Nierengewebe.

6.2.3. Kalibrierung

Jedes der verwendeten Geräte des Navigationssystems besitzt unterschiedliche Eigenschaften und ein eigenes Koordinatensystem (vgl. Abbildung 6.13). Für die intraoperative Navigation sind hierbei vor allem die Bildgebung und das Tracking von Bedeutung. Die Kalibrierung des entwickelten Systems verfolgt zwei Ziele. Zum einen bestimmt sie die Abbildungseigenschaften der verwendeten Kamera. Dies wird in der Literatur auch als intrinsische Kalibrierung bezeichnet. Zum anderen wird durch einen zweiten Kalibrierungsschritt die Transformation eines Punktes im Trackingkoordinatensystem in das Kamerabild bestimmt. Dieser auch als extrinsische Kalibrierung bezeichnete Prozess überführt die beiden Koordinatensysteme der Kamera und des Trackings in ein gemeinsames Weltkoordinatensystem. Somit sind für das Setup des Navigationssystems nur diese beiden Kalibrierungsschritte notwendig.

Die Verwendung einer handelsüblichen Webcam entspricht einer Vereinfachung der intraoperativen Bildgebung bei der ein laparoskopisches Endoskop verwendet wird. Eine umfassende Evaluierung der intrinsischen und extrinsischen Endoskopkalibrierung haben Stefansic et al. in [SHS⁺00] vorgestellt. Die darin verwendete Kalibrierungsmethode ist der in dieser Arbeit vorgestellten sehr ähnlich, so dass die dort beschriebenen Ergebnisse der Kalibrierungsgenauigkeit vergleichbar sind (siehe Abschnitt 6.4.1). Für die geometrisch korrekte Kalibrierung eines Endoskops muss jedoch aufgrund der stark abweichenden Optik mit sehr kurzen Brennweiten und der daraus resultierenden starken Verzerrung sowie der Beweglichkeit der Sichtachse der Kamera ein anderes Vorgehen gewählt werden. Auch hierfür gibt es in der Literatur von Yamaguchi et al. [YNS⁺04] und Wengert et al. [WRCS06] bereits Vorschläge für die Umsetzung einer angepassten intrinsischen Kalibrierung.

6.2.3.1. Intrinsische Kalibrierung

Die intrinsische Kalibrierung der verwendeten Webcam entspricht einem Standardansatz, welcher in der Literatur bereits detailliert beschrieben ist [Bro71, SM99, HZ04]. Die Methode ist bereits

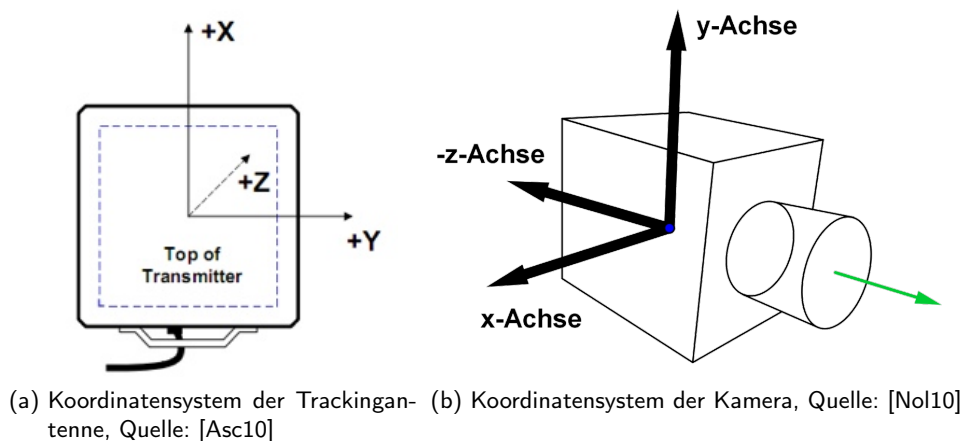


Abbildung 6.13.: Koordinatensysteme der verwendeten Hardware.

in vielen Bildverarbeitungsbibliotheken integriert. Für die Kalibrierung wurde die Open-Source-Bibliothek OpenCV⁶ [BK08] verwendet. Die dort implementierte Methode beruht auf dem von Zhang [Zha99, Zha00] vorgeschlagenen Verfahren (ein ähnliches Verfahren wurde auch von Heikkila und Silven [HS97] vorgestellt). Da Zhangs Methode allerdings die tangentielle Verzerrung nicht betrachtet, wird in OpenCV für die Berechnung der Verzerrungskoeffizienten auf die Methode von Brown [Bro71] zurückgegriffen.

An dieser Stelle sei auf Appendix H verwiesen, welcher eine detaillierte Beschreibung der verwendeten Kalibrierungsmethode beinhaltet. Die Ergebnisse der intrinsischen Kamerakalibrierung werden in Abschnitt 6.4.1 präsentiert.

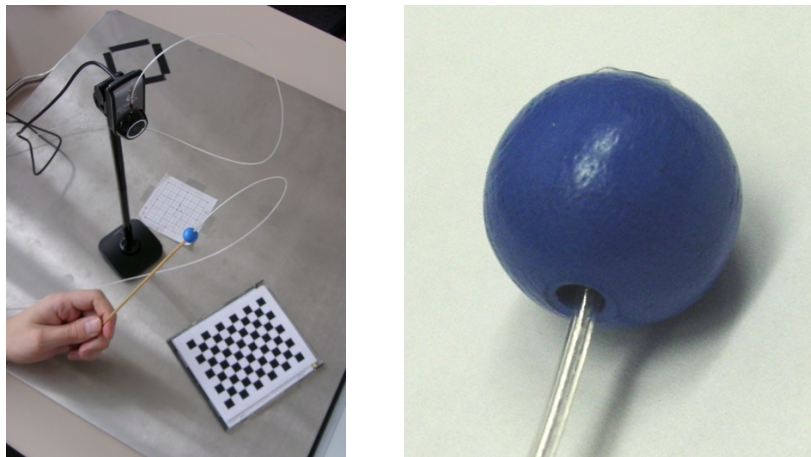
6.2.3.2. Extrinsische Kalibrierung

Um die extrinsische Kalibrierung zu berechnen, ist es notwendig, eine Menge von bekannten Punkten im Trackingkoordinatensystem und deren Abbildung auf das Kamerabild zu bestimmen. Hierfür existieren prinzipiell zwei Möglichkeiten. Zunächst ist es möglich, mithilfe des Trackingsystems die Lage eines Kalibrierungsmusters im Raum zu bestimmen und über die Detektion von Punkten auf dem Muster eine Vielzahl von Punktkoordinaten zu erhalten. Bei der zweiten Methode, welche in dieser Arbeit Anwendung findet, wird versucht, die Lage eines Trackingsensors im Kamerabild zu detektieren und gleichzeitig dessen Lage im Trackingkoordinatensystem aufgezeichnet. Der Sensor ist jedoch aufgrund seiner Farbe und der geringen Größe im Kamerabild kaum zu erkennen. Aus diesem Grund und um Ungenauigkeiten bei der Eingabe zu vermeiden, wurde eine automatische Detektion des Sensors im Kamerabild umgesetzt.

Für die Suche nach dem Trackingsensor im Kamerabild wurde die in Abbildung 6.14b dargestellte blaue Kugel verwendet. In dieser wurde ein Sensor des Ascension Trackingsystems platziert und das resultierende Kalibrierungswerkzeug, wie in Abbildung 6.14a zu sehen ist, vor der Kamera bewegt. Die Kamera befindet sich dabei an einer festen Position innerhalb des Arbeitsraumes des Trackingsystems (siehe Abbildung 6.14) und ihre Lage, welche durch die Position des Kamerasensors im Trackingkoordinatensystem beschrieben ist, wird in Form einer homogenen Transformation T_{sk} gespeichert. Dies ist ein notwendiger Schritt für die spätere Navigation (siehe Abschnitt 6.2.4).

Die Umsetzung der automatischen Kugeldetektion und der Berechnung der extrinsischen Kalibrierung wird in Appendix I detailliert vorgestellt.

⁶<http://opencv.org>



(a) Verwendete Hardware, Quelle: [KN11] (b) Sensor im Kalibrierungswerkzeug, Quelle: [Nol10]

Abbildung 6.14.: Kalibrierungsaufbau für die intrinsische und extrinsische Kalibrierung. Die Kamera befindet sich innerhalb des elektromagnetischen Feldes über der Antenne. Zu erkennen ist das Kalibrierungsmuster für die intrinsische Kalibrierung (unten rechts) und der Aufbau bestehend aus einer blauen Kugel mit darin befindlichem Sensor für die extrinsische Kalibrierung. Auch die Kamera ist mit einem Sensor versehen, um ihre Lage zum Zeitpunkt der extrinsischen Kalibrierung festhalten zu können.

6.2.4. Visualisierung

Für die entwickelte Visualisierung der Tumorage im Endoskopievideobild in Form der erweiterten Realität wurde die Echtzeit-Positionsverfolgung des Tumors mit einem elektromagnetischen Trackingsystem umgesetzt. Dies erlaubt es, jederzeit die relative Lage des Tumors zur Kamera zu bestimmen. Mithilfe des Trackings von Tumor und Kamera gelingt es, die Registrierung als dynamische Komponente in die Navigation einzubauen. Somit ist es möglich, die Tumorage anatomisch korrekt in das Kamerabild zu projizieren, unabhängig davon, wie sich Kamera und Tumor im Trackingkoordinatensystem bewegen. Dies liefert dem Chirurgen wichtige Informationen über die tatsächliche Tumorage im Inneren des Organs und die Ausdehnung des Tumors sowie der Sicherheitszone.

Nach der Befestigung eines Trackingsensors an der Kamera und erfolgter intrinsischer und extrinsischer Kalibrierung kann auch der Trackingsensor des Tumors im Gewebe platziert werden. Die Segmentierung des Tumors im CT und die bildbasierte Registrierung mit dem getrackten Ultraschallvolumen liefern die Information darüber, wo der Tumor initial im Trackingkoordinatensystem lag. Somit ist es möglich, die räumliche Lage zwischen Trackingsensor und Tumormodell direkt zu berechnen und anhand einer Transformationsmatrix zu beschreiben. Hierdurch entfällt die Notwendigkeit, den Trackingsensor in einem Ultraschallbild zu markieren. Anhand der Trackinginformation kann für jedes Videobild die derzeitige Lage des Tumors im Trackingkoordinatensystem ermittelt werden.

Über die Skalierung s und die Kameramatrix M aus der intrinsischen Kalibrierung (siehe Appendix H) sowie die Transformationsmatrix W aus der extrinsischen Kalibrierung (siehe Appendix I) wird beschrieben, auf welchen Punkt p_b im Kamerabild ein Punkt P_w im Trackingkoordinatensystem abgebildet wird:

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung

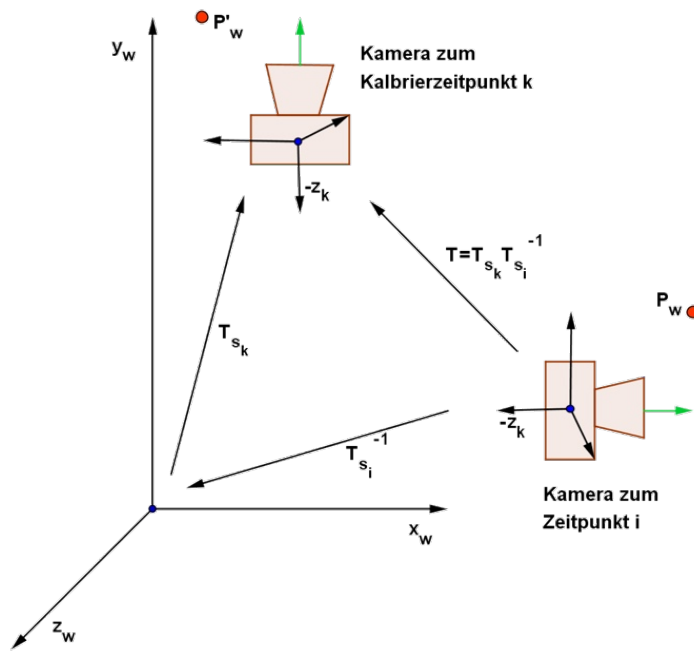


Abbildung 6.15.: Rücktransformation der Kamera von einem beliebigen Zeitpunkt i in die Lage zum Kalibrierungszeitpunkt k . Auch der zu projizierenden Punkt P_w wird mit der gleichen Transformation T in den Punkt P'_w bewegt, so dass sich seine relative Lage zur Kamera durch die Transformation nicht verändert. Quelle: [Nol10]

$$p_b = sMWP_w. \quad (6.1)$$

Dies gilt jedoch nur solange die Kamera nicht bewegt wird, da sonst die Transformationsmatrix W ihre Gültigkeit verliert. Durch das Tracking ist jedoch auch die Lage der Kamera im Trackingsystem bekannt. Sei T_{sk} eine homogene Transformationsmatrix, welche die Sensorposition der Kamera zum Kalibrierungszeitpunkt k beschreibt und T_{si} die homogene Transformation der Sensorposition zu einem beliebigen Zeitpunkt i an dem projiziert werden soll. Über die Transformation

$$T = T_{sk} (T_{si})^{-1} \quad (6.2)$$

lässt sich die Kamera zunächst in den Ursprung des Trackingkoordinatensystems verschieben und anschließend wird die ursprüngliche Lage zum Zeitpunkt der extrinsischen Kalibrierung wiederhergestellt. Die Transformation T wird auf die gleiche Weise auch auf die Koordinaten des zu projizierenden Punktes P_w angewendet, wodurch dieser seine relative Lage zur Kamera nicht verändert

$$P'_w = TP_w. \quad (6.3)$$

Diese Rücktransformation wird in Abbildung 6.15 noch einmal bildlich dargestellt.

Durch die Rücktransformation ist es möglich, während der Projektion weiterhin mit der einmalig bestimmten Transformationsmatrix W zu arbeiten

$$\begin{aligned} p_b &= sMWT_{sk} (T_{si})^{-1} P_w \\ &= sMWTP_w \\ &= sMWP'_w. \end{aligned} \quad (6.4)$$

Somit sind alle für eine Echtzeit-Visualisierung notwendigen Informationen vorhanden und die Tumorlage kann in das Videobild eingezeichnet werden. Hierfür wurden im Rahmen der Arbeit zwei Ansätze umgesetzt, auf welche in den folgenden Abschnitten näher eingegangen werden soll.

6.2.4.1. 2D-Darstellung

Zunächst wurde eine zweidimensionale Darstellung der Tumorposition durch die Überlagerung zweier konzentrischer Kreise umgesetzt. Ein Kreis zeigt hierbei den Tumor, während der zweite, etwas größere Kreis, den Sicherheitsrand darstellt. Diese Visualisierung stellt sowohl die Position als auch die korrekte Größe des Tumors im Kamerabild dar. Die Größe der Kreise ist abhängig von der Entfernung zwischen Kamera und Tumor. Die Berechnung der Kreisdurchmesser und ihrer Position im Bild erfolgt hierbei für jedes Kamerabild anhand der Projektionsinformationen und der gemessenen Sensorpositionen von Kamera und Tumor.

Zunächst wird die Position des Tumors im Kamerabild bestimmt. Da Sensor und Tumor über den Markierungsdraht eine Einheit bilden, wird die Tumorposition über die Lage des Trackingsensors relativ zum Tumor beschrieben. Nach der Registrierung des getrackten Ultraschallvolumens mit dem CT und erfolgter Platzierung des Sensors kann diese Relation bestimmt werden.

Die Transformation T_m des Tumormodells in das Trackingkoordinatensystem sei durch die rigide Registrierung T_{Reg} von CT und Ultraschall (vergleiche Abschnitt 4.2.1.2) und die Lage T_M des Tumormodells im CT bekannt

$$T_m = T_{Reg} T_M. \quad (6.5)$$

Unter der Annahme, dass der Tumor in seiner Form nicht zu sehr von einer sphärischen Struktur abweicht, kann sein Masseschwerpunkt über das Zentrum eines minimalen Rahmens (im Englischen Bounding Box) um das Tumormodell angenähert werden. Für unregelmäßig geformte Tumore wäre die Verwendung der Oberflächenpunkte des Tumormodells ein wesentlich genauerer Ansatz zur Bestimmung des Masseschwerpunktes.

Die Lage und Größe des Rahmens, dessen Achsen parallel zum Trackingkoordinatensystem verlaufen, ist über zwei diagonal angeordnete Punkte P_{min} und P_{max} bestimmt. Das Zentrum P_c kann daher mit der Rechnungsvorschrift

$$P_c = P_{min} + \frac{1}{2} \cdot (P_{max} - P_{min}) \quad (6.6)$$

bestimmt werden. Direkt nach der Platzierung des Sensors und erfolgter Registrierung kann der Ortsvektor \vec{v}_{tm} zwischen dem Zentrum des Tumormodells P_c und der Position des Tumorsensors P_{tp} zum Zeitpunkt p der Platzierung berechnet werden. Dieser Ortsvektor ist im Sensorkoordinatensystem des Tumorsensors zu bestimmen, um später das Zentrum des Tumormodells mit dem Sensor als Einheit rotieren und verschieben zu können. Daher ist es zunächst notwendig, das Koordinatensystem des Sensors in den Koordinatenursprung des Trackingsystems zu verschieben und achsenparallel auszurichten. Diese Transformation ist als Inverse T_{tp}^{-1} der Lage T_{tp} des Tumorsensors im Trackingkoordinatensystem definiert. Die gleiche Transformation wird dabei auch auf das Zentrum des Tumormodells angewendet

$$P'_c = T_{tp}^{-1} P_c. \quad (6.7)$$

Der Ortsvektor ist als der Vektor zum neuen Tumorzentrum definiert. Um zum Zeitpunkt i die aktuelle Position P_{ci} des Tumors im Trackingkoordinatensystem zu bestimmen, muss demnach nur die aktuelle Transformation T_{ti} des Tumorsensors auf diesen Ortsvektor angewendet werden

$$P_{ci} = T_{ti} \vec{v}_{tm}. \quad (6.8)$$

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung

Dieser Punkt kann anschließend mit der Projektion aus Gleichung (6.4) in das Kamerabild projiziert werden. Wobei auch hier die Kamerabewegung in den Kalibrierungszustand auf den Punkt P_{ci} angewendet wird.

$$p_{ci} = sMWT_{sk} (T_{si})^{-1} P_{ci} \quad (6.9)$$

Hierdurch ist die Position p_{ci} des Zentrums der konzentrischen Kreise im Kamerabild bekannt.

Um den Durchmesser der Kreise im Kamerabild zu bestimmen, ist es notwendig, neben dem Zentrum des Tumors, einen zweiten Punkt auf der Oberfläche des Tumors in das Kamerabild zu projizieren. Die Berechnung des gesuchten Oberflächenpunktes findet jedoch im Kamerasystem statt, um unabhängig von der räumlichen Lage des Rahmens um das Tumormodell zu sein. Zunächst wird die aktuelle Position P_{ci} des Tumors mithilfe der extrinsischen Transformationsmatrix W vom Trackingkoordinatensystem in das Kamerakoordinatensystem überführt.

$$P'_{ci} = WT_{sk} (T_{si})^{-1} P_{ci} \quad (6.10)$$

Nun wird ein Punkt P'_{oi} auf der Oberfläche bestimmt, indem die halbe Länge der längeren Seite des Rahmens auf eine beliebige Achse des Punktes P'_{ci} addiert wird. Mit der Inversen W^{-1} der extrinsischen Kameramatrix kann der Oberflächenpunkt dann zurück in das Trackingkoordinatensystem transformiert werden.

$$P_{oi} = T_{si} (T_{sk})^{-1} W^{-1} P'_{oi} \quad (6.11)$$

Wird anschließend auch dieser Punkt in das Kamerabild projiziert,

$$p_{oi} = sMWT_{sk} (T_{si})^{-1} P_{oi} \quad (6.12)$$

so kann mithilfe der Euklidischen Norm des Vektors v zwischen dem Zentrumspunkt p_{ci} und dem Punkt auf der Oberfläche p_{oi} der Radius r des Tumorkreises wie folgt bestimmt werden

$$v = p_{ci} - p_{oi} \quad (6.13)$$

$$\begin{aligned} r &= \|(v_x, v_y)\|_2 \\ &= \sqrt{v_x^2 + v_y^2}. \end{aligned} \quad (6.14)$$

Der Radius des zweiten Kreises für den Sicherheitsrand kann als Skalierung des Tumorradius r umgesetzt werden, da die Projektion linear erfolgt. Somit sind die Lage der Kreise im Bild p_{ci} und die Radien beider Kreise bekannt und die Visualisierung der Tumorposition kann erfolgen. Dies ist beispielhaft in Abbildung 6.16 dargestellt. Hierbei wurde ein Tumormodell von 1 cm Durchmesser simuliert und direkt an der Position des Tumorsensors platziert. Der Sicherheitsrand beträgt hierbei 8 mm.

6.2.4.2. 3D-Darstellung

Die Darstellung des dreidimensionalen Tumors und seines Sicherheitsrandes ist das wichtigste Hilfsmittel der intraoperativen Navigation. Während bei der zweidimensionalen Darstellung die Projektion eines Punktes in das Kamerabild ausreichend war, um die Visualisierung zu berechnen, muss für die dreidimensionale Form der Visualisierung eine Renderszene aufgebaut werden, in welcher die reelle Situation nachgebildet wird. Diese Renderszene beinhaltet das zu rendernde Tumormodell mit der anatomisch korrekten Lage im Raum. Dieses Tumormodell wird von einer virtuellen Kamera betrachtet, welche sich exakt an der Position des Laparoscops befindet und wie dieses im

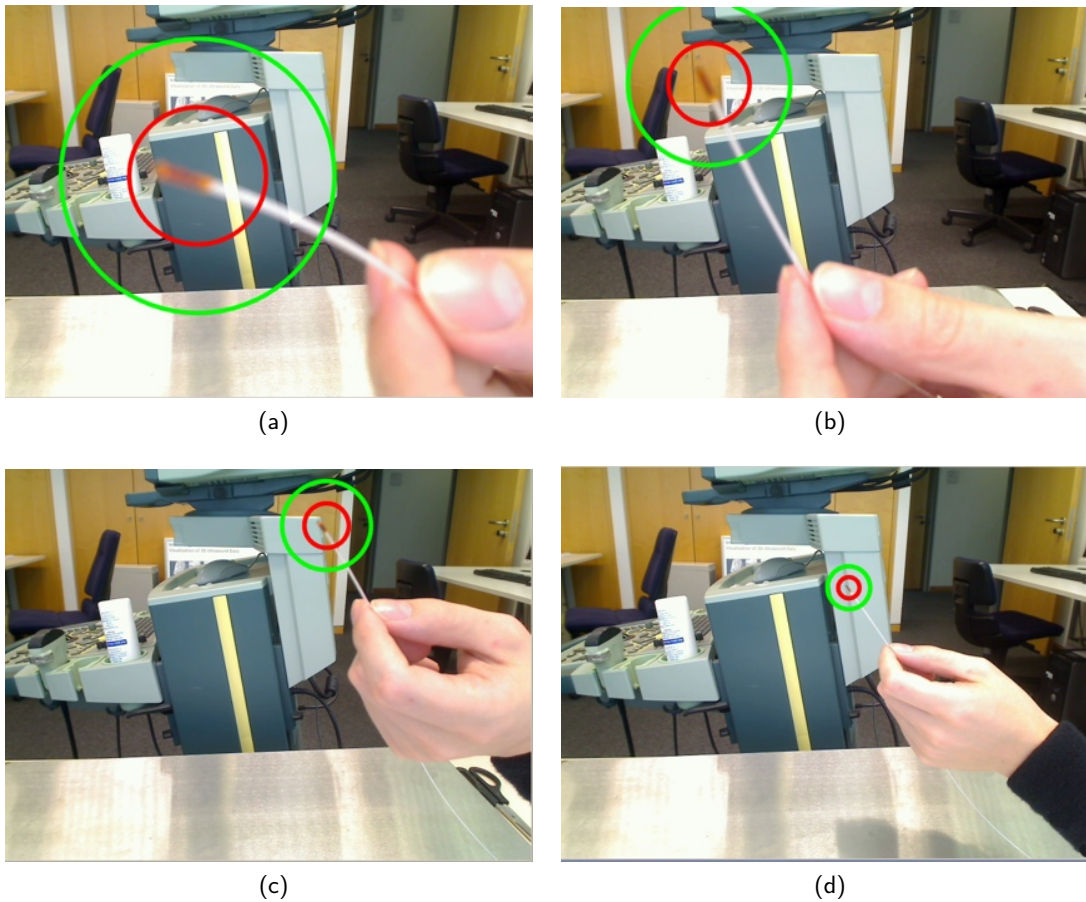


Abbildung 6.16.: Entfernungsabhängige Darstellung der Lage und Größe des Tumors und des Sicherheitsrandes in 2D durch konzentrische Kreise. Quellen: [KN11, Nol10]

Raum ausgerichtet ist. Damit die Visualisierung anatomisch korrekt erfolgt, ist demnach neben der Registrierung auch das Tumortracking und das Tracking der Kamera notwendig.

Direkt nach der Platzierung des Trackingsensors und Durchführung der Registrierung kann die rigide Transformation zwischen dem Tumormodell und der Position des Tumorsensors berechnet werden. Im Fall der zweidimensionalen Darstellung konzentrischer Kreise war an dieser Stelle ein Translationsvektor ausreichend. Für die Transformation des Tumormodells ist jedoch eine homogene 4×4 Transformationsmatrix zu berechnen. Diese Transformation ist im Sensorkoordinatensystem des Tumorsensors zu bestimmen, um später das Tumormodell mit dem Sensor als Einheit rotieren und verschieben zu können. Daher ist es zunächst notwendig, das Koordinatensystem des Sensors in den Koordinatenursprung des Trackingsystems zu verschieben und achsenparallel auszurichten. Diese Transformation ist als Inverse T_{tp}^{-1} der aktuellen Lage T_{tp} des Tumorsensors im Trackingkoordinatensystem zum Zeitpunkt p der Platzierung definiert. Die gleiche Transformation wird dabei auch auf die Transformation T_m des Tumormodells nach der Registrierung (vgl. Gleichung (6.5)) angewendet

$$T'_m = T_{tp}^{-1} T_m. \quad (6.15)$$

Somit sind mit der Transformation T'_m Lage und Orientierung des Tumormodells relativ zum Tumorsensor bekannt. Das Modell kann demnach im Raum an die Position des reellen Tumors bewegt werden, indem die aktuelle Transformation T_{ti} , gemessen durch den Tumorsensor, auf das

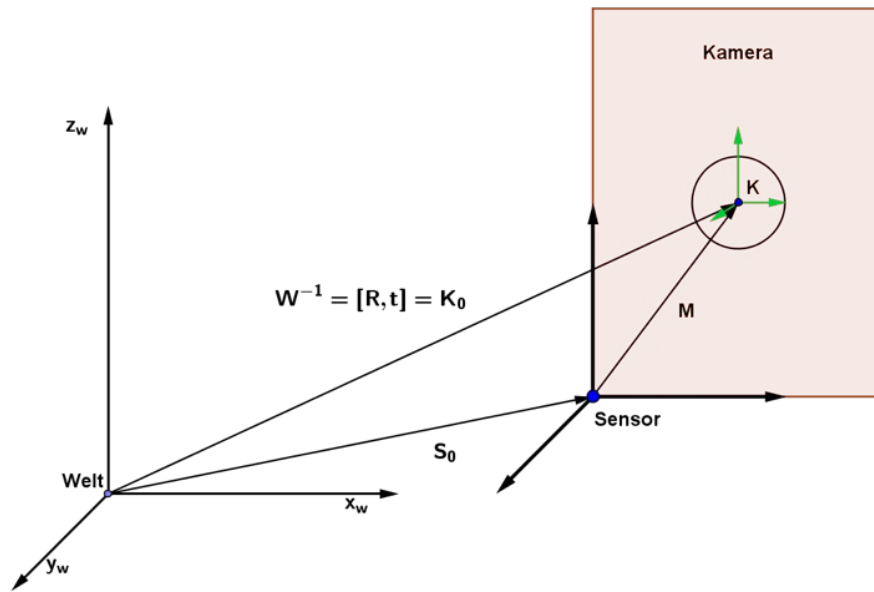


Abbildung 6.17.: Definition der Transformation M von den Sensorkoordinaten zum Kamerazentrum im Trackingraum. Quelle: [Nol10]

Modell angewendet wird

$$T_{mi} = T_{ti} T'_m. \quad (6.16)$$

Ähnlich wie beim Tumormodell stimmt auch die Lage des Kamerazentrums nicht mit der vom Kamerasensor gemessenen Position überein, da der Sensor an beliebiger Stelle des Gehäuses befestigt werden kann. Weiterhin kann nicht sichergestellt werden, dass die Orientierung von Kamerakoordinatensystem und Sensorkoordinatensystem übereinstimmt. Aus diesem Grund ist auch hier die Berechnung der Transformation M zwischen beiden Koordinatensystemen notwendig. Diese erfolgt direkt nach der extrinsischen Kalibrierung. Durch die extrinsische Transformationsmatrix W kann ein Punkt aus dem Trackingraum in das Kamerakoordinatensystem überführt werden. Die inverse Transformation W^{-1} ermöglicht es demnach das Kamerazentrum, also den Ursprung des Kamerakoordinatensystems, in den Trackingraum zu überführen

$$K_0 = W^{-1} E, \quad (6.17)$$

wobei E der Einheitsmatrix entspricht. Demnach sind zu diesem Zeitpunkt sowohl die Sensorposition S_0 als auch die Lage des Kamerazentrums K_0 im Trackingkoordinatensystem bekannt.

Die gesuchte Transformation M beschreibt die Lage des Kamerasystems relativ zum Kamerasensor im Sensorkoordinatensystem (siehe Abbildung 6.17).

Demnach gilt:

$$E = W^{-1} M^{-1} S_0^{-1}. \quad (6.18)$$

Durch Auflösen der Gleichung kann die Transformation M wie folgt bestimmt werden:

$$\begin{aligned} WE &= WW^{-1} M^{-1} S_0^{-1} \\ W &= M^{-1} S_0^{-1} \\ WS_0 &= M^{-1} S_0^{-1} S_0 \\ WS_0 &= M^{-1}. \end{aligned} \quad (6.19)$$

Aus Gleichung (6.17) folgt auch

$$K_0^{-1} = W. \quad (6.20)$$

Mit Gleichung (6.19) und Gleichung (6.20) ergibt sich demnach

$$K_0^{-1}S_0 = M^{-1}, \quad (6.21)$$

was wiederum durch Invertierung des Gleichungssystems nach M aufgelöst werden kann

$$M = S_0^{-1}K_0. \quad (6.22)$$

Die aktuelle Lage des Kamerazentrums zu einem beliebigen Zeitpunkt ergibt sich dann wie auch in Abbildung 6.18 dargestellt als

$$K_i = S_i M. \quad (6.23)$$

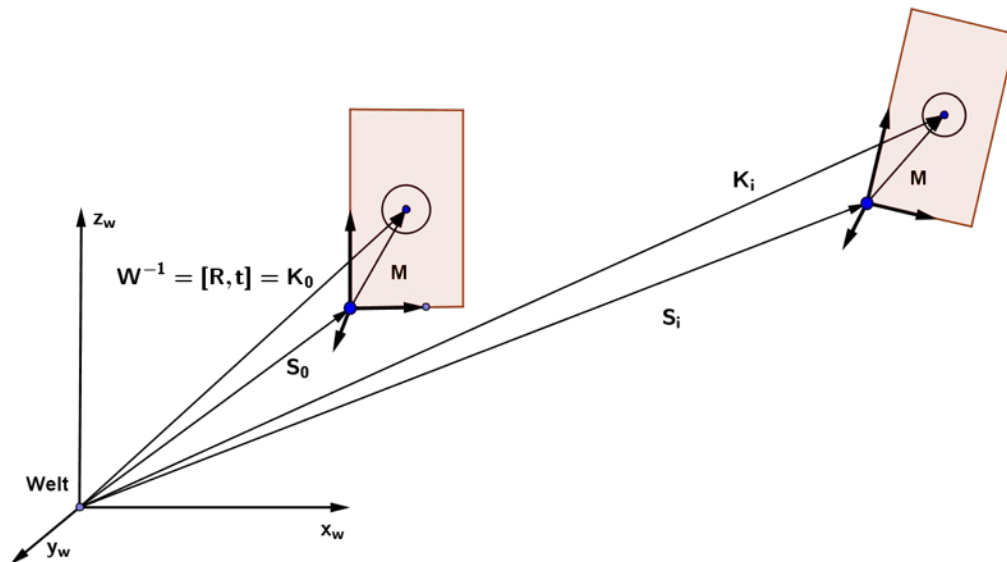


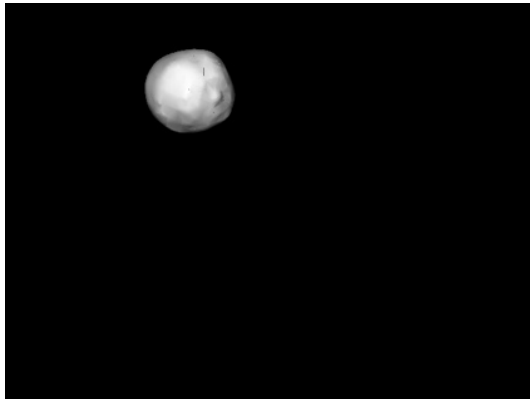
Abbildung 6.18.: Kameratransformation im Trackingraum mithilfe der Sensorlage und der Transformationsmatrix M . Quelle: [Nol10]

Mit der Information über die aktuelle Lage des Tumormodells T_{mi} aus Gleichung (6.16) und die Lage des Kamerazentrums K_i zum gleichen Zeitpunkt i aus Gleichung (6.23) lassen sich die notwendigen Objekte der Renderszene der reellen Welt entsprechend anordnen. Das gerenderte Bild kann dann über das Videobild geblendet werden, wodurch eine Visualisierung mithilfe der erweiterten Realität möglich wird, wie sie in Abbildung 6.19 gezeigt ist.

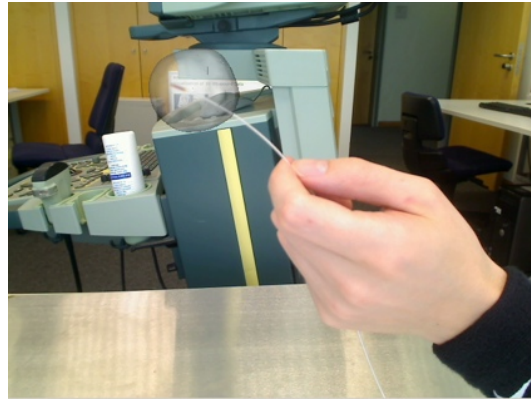
6.3. Umsetzung für die laparoskopische partielle Nephrektomie

Die Entwicklung eines Navigationssystems für die laparoskopische Chirurgie an der Niere erfolgte in enger Zusammenarbeit mit der Johns Hopkins University in Baltimore, Maryland, USA. Hierbei gab es eine klare Arbeitsteilung zwischen beiden Institutionen. Auf Seiten der JHU wurden die Softwarekomponenten für

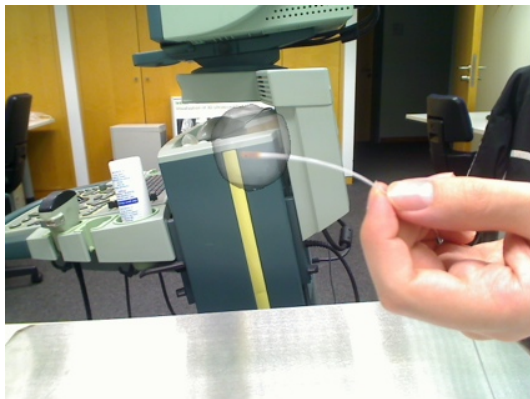
6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung



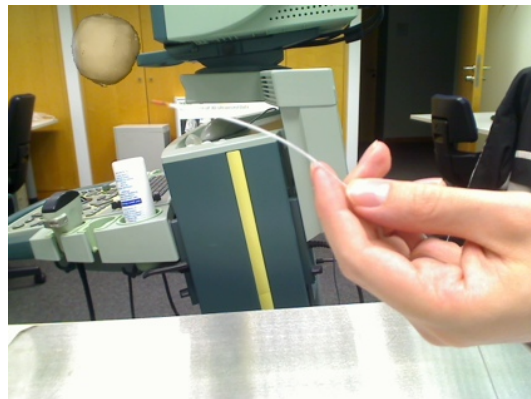
(a)



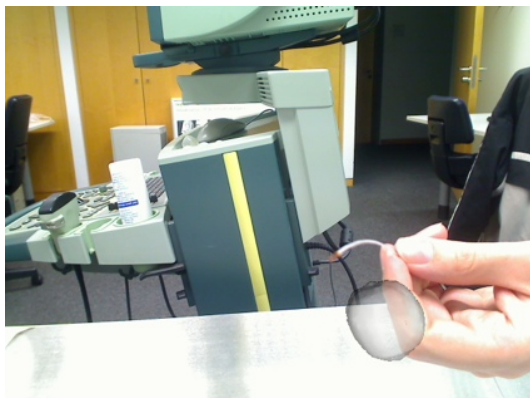
(b)



(c)



(d)



(e)



(f)

Abbildung 6.19.: Überlagerung des Tumormodells in das Videobild mithilfe der erweiterten Realität. Abbildung 6.19a zeigt das Renderingergebnis und Abbildung 6.19b zeigt die Überblendung mit dem Kamerabild. In den Abbildungen 6.19c bis 6.19f ist sichtbar, wie sich das Tumormodell mit dem Sensor bewegt. Quelle: [Nol10]

- die Akquisition von RF-Daten des Ultraschallgerätes,
- die Erzeugung von B-Mode- und Elastographie-Ultraschallbilddaten,
- die Netzwerkkommunikation der Bilddaten vom Ultraschallgerät zum Arbeitsrechner und
- deren Echtzeit-Verarbeitung zu Volumendaten

umgesetzt. Am Fraunhofer IGD wurden im Rahmen dieser Arbeit die Komponenten für

- die Verteilung der Trackinginformation durch eine Netzwerkkommunikation,
- die multimodale Registrierung der Bilddaten,
- die Tumorsegmentierung,
- die Videoakquisition,
- die intrinsische und extrinsische Kamerakalibrierung,
- das elektromagnetische Tracking und
- die intraoperative Visualisierung in Echtzeit

realisiert.

Aufgrund der unterschiedlichen Softwarebasis, welche an beiden Institutionen verwendet wurde, und der Vielzahl an eingesetzter Hardware wurde die Navigation als ein modulares System mit verteilter Architektur umgesetzt. Hierbei wurden von beiden Parteien, für jeden der oben genannten Prozessschritte, plattformübergreifend eigenständige Komponenten entwickelt, welche über zuvor definierte Schnittstellen Daten austauschen können. Dies ermöglicht es, die einzelnen Komponenten verteilt auf mehreren Rechnern mit angepasster Hardware laufen zu lassen. Auch der Datenaustausch erfolgte unabhängig von der Programmausführung. Auf diese Weise können die Komponenten voneinander unabhängig arbeiten, wodurch gegenseitige Behinderungen minimiert werden können.

Wie in Abbildung 6.20 dargestellt, bilden die einzelnen Komponenten des Systems die Knoten eines gerichteten, azyklischen Graphen. Die Kommunikation, welche über TCP/IP und geteilte Speicher umgesetzt wurde, ist dabei durch die Kanten des Graphen repräsentiert. In der Umsetzung sind mehrere Konfigurationen möglich. So können alle Komponenten auf verschiedenen PCs verteilt sein oder mehrere Komponenten laufen auf demselben Rechner. Weiterhin können die Komponenten ihre Daten an eine oder mehrere andere Komponenten weitergeben. Dies ist z. B. bei der Verarbeitung der Ultraschalldaten interessant, da die Komponente, welche die Bilddaten vom Ultraschallgerät abgreift, diese an eine Komponente zur Volumenerstellung und eine Komponente zur Berechnung der Elastographiebilder weitergeben kann.

Sowohl die bildbasierte Registrierung als auch die intraoperative Visualisierung wurden im Rahmen dieser Arbeit als Funktionalität in einer auf dem Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK) basierenden Anwendung umgesetzt (vergleiche Abschnitt 4.3).

Neben MITK kommen innerhalb der Visualisierungsfunktionalität mit VTK und OpenCV weitere Open-Source-Bibliotheken zum Einsatz. Abbildung 6.21 zeigt den Aufbau der Navigationsfunktionalität.

Um die Daten der im Rahmen des Projektes verwendeten Hardware innerhalb der Funktionalität verarbeiten zu können, mussten die Bibliotheken für die bildgestützte Therapie (Image Guided Therapy) des MITK-IGT erweitert werden. So wurde das verwendete elektromagnetische Trackingsystem in die MITK-IGT-Bibliotheken aufgenommen und zusätzlich ein sogenannter Remote Tracking Client implementiert. Letzterer erlaubt es, Trackingdaten, welche über eine TCP/IP Netzwerkverbindung von einem zentralen Remote Tracking Server gesendet werden, im MITK zu verarbeiten. Der zentrale Tracking Server wiederum wurde auch im Rahmen der Arbeit entwickelt und ermöglicht die parallele Verarbeitung der Trackinginformation z. B. für die Ultraschallvolumengenerierung

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung

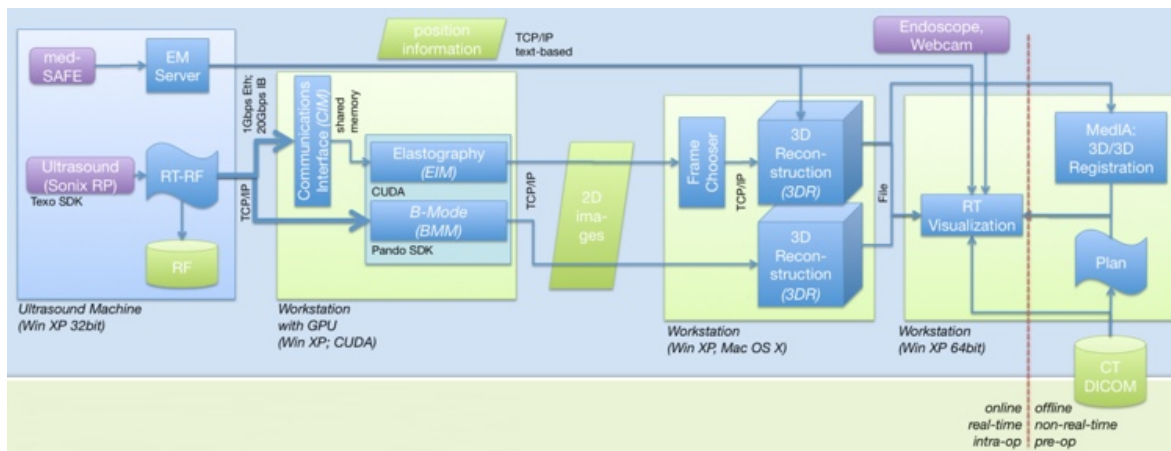


Abbildung 6.20.: Modularer Aufbau der Komponenten des in Kooperation mit der Johns Hopkins University entwickelten Navigationssystems. Quelle: [SKS⁺10]

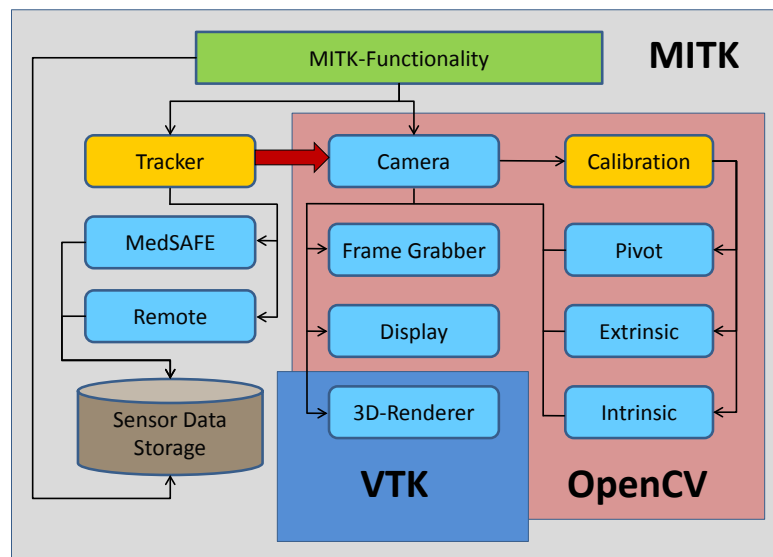


Abbildung 6.21.: Softwarekomponenten des Navigationssystems und deren Integration in die verwendeten Toolkits. Quelle: [KN10]

und für die Tumorvisualisierung mittels verteilter Systemkomponenten auf unterschiedlichen Rechnern. Die Trackinginformation wird dabei im folgenden Format an die jeweiligen Komponenten gesendet.

```
Zeitstempel SensorID A: Position Orientierung
49.85 0 A: 304.6139 467.8040 23.9985 0.1577 0.6601 -0.4871 -0.5493
49.88 1 A: 24.6267 400.1094 10.9468 0.1347 0.3605 -0.4712 -0.4382
```

Zu jeder Trackinginformation ist demnach bekannt, zu welchem Zeitpunkt sie aufgenommen wurde und zu welchem Sensor sie gehört. Die Lageinformation wird dabei in Form von drei Positionswerten im Trackingkoordinatensystem und drei Elementen eines Quaternions beschrieben.

Neben der Möglichkeit die Daten eines anderen Trackingsystems verarbeiten zu können, wurde auch die Speicherung der Trackingdaten angepasst, um später für ein beliebiges Videobild auf die passenden Trackingdaten zugreifen zu können.

Durch die Verwendung der OpenCV-Bibliothek stehen aktuelle und ausführlich getestete Methoden zur Kamerakalibrierung zur Verfügung. Diese bilden die Grundlage für die Genauigkeit des Navigationssystems. Die Methode zur extrinsischen Kalibrierung stellt eine Eigenimplementierung dar und wurde mit OpenCV realisiert.

Mit dem Wissen aus der Kalibrierung und den gesammelten Trackinginformationen wird anschließend eine virtuelle Renderszene mithilfe der VTK-Bibliothek aufgebaut. Hierbei geben die Trackingsensoren der Kamera und des Tumors, sowie die einmalig berechneten Offset-Transformationen zwischen den Sensoren und den eigentlichen Objekten die jeweilige Lage im Raum an. Das Ergebnis des Renderings sind Abbildungen des Tumors, welche in Echtzeit über das Videobild der Kamera gelegt werden. Hierdurch wird die gewünschte Darstellung mithilfe der erweiterten Realität umgesetzt.

Das beschriebene System geht über die in der Literatur vorgestellten Verfahren hinaus, indem es mit dem permanenten Tumortracking und der permanenten intraoperativen Visualisierung zwei sehr wichtige Anforderungen an ein Navigationssystem umsetzt, welche bisher von keinem Verfahren in der Kombination geboten werden konnten. Durch die Darstellung eines virtuellen Tumormodells mithilfe der erweiterten Realität ist es möglich, den Chirurgen während eines laparoskopischen Eingriffes bei der Orientierung im Operationsgebiet und der Resektion des Tumors zu unterstützen [Uki10]. Die Grundlage für eine anatomisch korrekte Visualisierung bildet die in Kapitel 4.2 vorgestellte Registrierung.

Das Tumortracking erfolgt mit einem einzigen miniaturisierten Sensor, welcher mithilfe eines in der Chirurgie etablierten Markierungsdrahtes in der Nähe des Tumors befestigt werden kann. Mit diesem Sensor ist es möglich, die Lage des Tumors im Operationsgebiet permanent zu überwachen. Das entwickelte Navigationssystem erlaubt die Verfolgung und Visualisierung des Tumors in Echtzeit während der gesamten Operation.

6.4. Ergebnisse

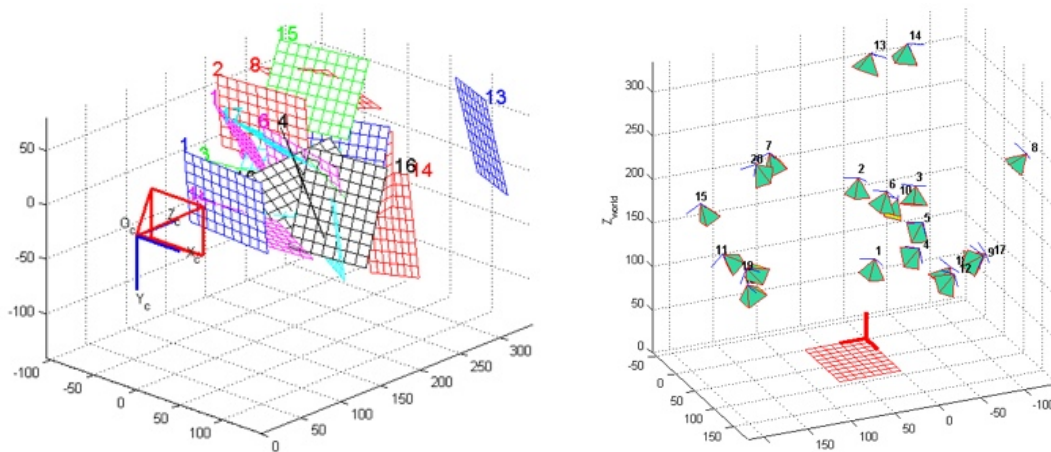
In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der intraoperativen Visualisierung vorgestellt. Hierbei wird zunächst auf die Ergebnisse der Kalibrierung der verwendeten Kamera eingegangen und im Anschluss daran die Simulation einer partiellen Nephrektomie mit der Unterstützung durch das entwickelte System vorgestellt.

6.4.1. Kamerakalibrierung

Eine korrekte Kamerakalibrierung bildet die Grundlage für die Genauigkeit der Visualisierung während eines Eingriffes. Aus diesem Grund wurde die Kalibrierung der internen Kameraparameter, der Kamera zum Trackingsystem und der Projektionsfehler eines getrackten Sensors evaluiert.

6.4.1.1. Intrinsisch

Um die intrinsische Kalibrierung der verwendeten Webcam unter Verwendung der in Appendix H gezeigten Kalibrierungsmuster zu evaluieren, wurde ein Vergleich anhand zweier unabhängiger Implementierungen durchgeführt. Neben der OpenCV-Implementierung wurde die Camera Calibration Toolbox für Matlab⁷ verwendet, welche auf den gleichen grundlegenden Arbeiten von Zhang [Zha94] und Heikkila und Silven [HS97] basiert. Anhand einer Menge von aufgenommenen Kalibrierungsmustern wurden mit beiden Methoden die fünf Verzerrungskoeffizienten der intrinsischen Kamerakalibrierung und die Kameramatrix M bestimmt. Hierbei wurde darauf geachtet, dass die Kalibrierungsmuster gleichmäßig im Raum vor der Kamera bewegt wurden (siehe Abbildung 6.22).



(a) Anordnung der Kalibrierungsmuster im Raum vor der Kamera (b) Anordnung der Kamera relativ zum Koordinatensystem des Kalibrierungsmusters

Abbildung 6.22.: Intrinsische Kalibrierung. Quelle: [Nol10]

In der Kalibrierung wurde für OpenCV die folgende Kameramatrix M bestimmt

$$\begin{pmatrix} 530,1488 \pm 2,1856 & 0 & 306,7447 \pm 3,0242 \\ 0 & 531,7987 \pm 1,7284 & 221,9530 \pm 1,3236 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}. \quad (6.24)$$

Für Matlab ergab sich M wie folgt

$$\begin{pmatrix} 528,32291 \pm 1,0088 & 0 & 306,8170 \pm 1,27535 \\ 0 & 528,1591 \pm 1,0014 & 221,9326 \pm 1,28853 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}. \quad (6.25)$$

Hierbei wird deutlich, dass sich die Ergebnisse der Kalibrierung mit beiden Methoden nur unwesentlich voneinander unterscheiden.

⁷http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/

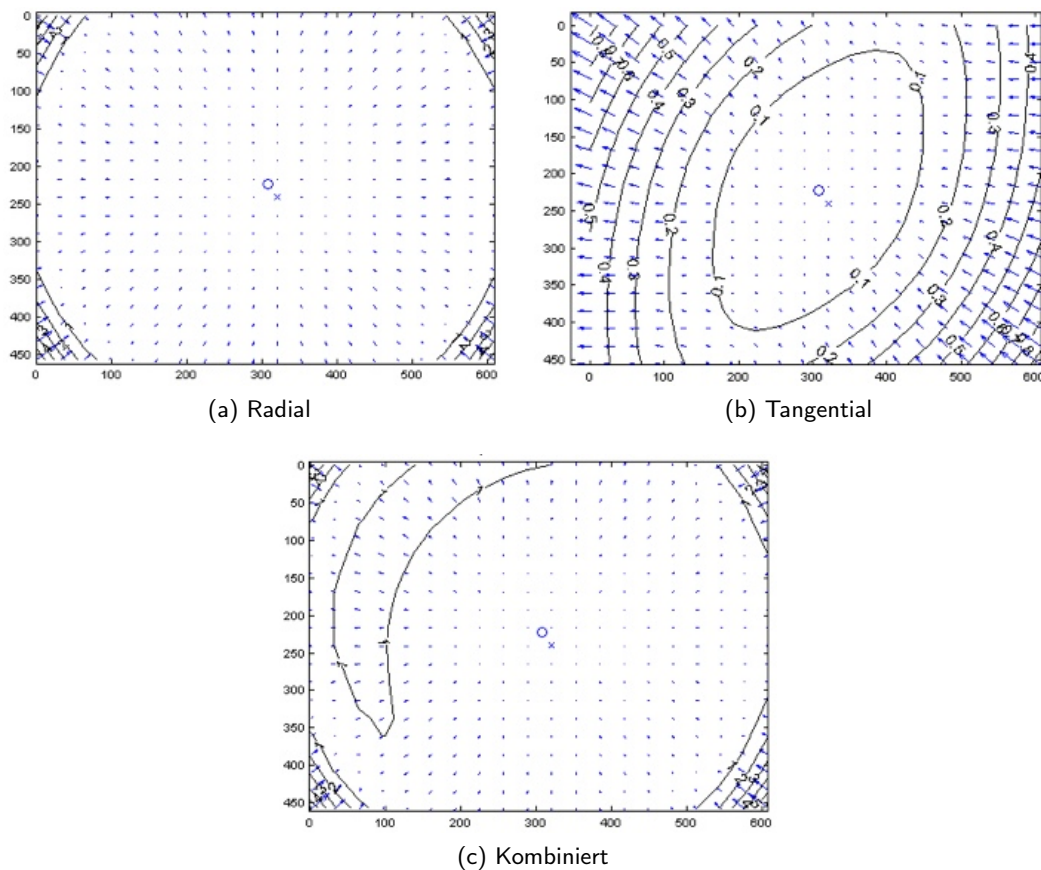


Abbildung 6.23.: Darstellung der Verzerrung der Kamera. Aufgrund unterschiedlicher Skalierungen scheint die tangentiale Verzerrung deutlich ausgeprägter zu sein, sie liegt jedoch fast ausschließlich im Subpixelbereich. Quelle: [Nol10]

In Tabelle 6.3 sind die Verzerrungskoeffizienten zusammengefasst. Auch hier sind die berechneten Werte weitestgehend identisch.

Tabelle 6.3.: Verzerrungskoeffizienten der intrinsischen Kamerakalibrierung. Quelle: [Nol10]

Methode	k_1	k_2	k_3	p_2	p_2
OpenCV	0,05023	-0,14996	0,00000	-0,00065	-0,00047
Matlab	0,04652	-0,14202	0,00000	-0,00060	-0,00099

Eine Visualisierung der mit OpenCV berechneten Verzerrung der Kamerabilder ist in Abbildung 6.23 gezeigt. Die beiden Arten der Verzerrung sind in den Randbereichen der Bilder am deutlichsten. Sie kann im Falle der radialen Verzerrung bis zu sieben Pixel betragen. Die tangentiale Verzerrung liegt fast überall im Subpixelbereich.

Mit dem Wissen über die Verzerrungskoeffizienten kann das Kamerabild, wie in Abbildung 6.24 gezeigt, entzerrt werden. Dies ist insbesondere für die anatomisch korrekte Darstellung der Tumorphosition wichtig, bei der die Position des Tumors im Raum bestimmt wird und diese auch an die korrekte Position im Kamerabild projiziert werden soll. Im Falle der verwendeten Webcam und der geringen Verzerrung ist der erzielte Effekt nur an der Krümmung des Türrahmens und der Fensterlinie im Bild zu erkennen. Im Falle von Kameras mit geringerer Brennweite ist die Entzerrung

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung

jedoch von größerer Bedeutung.

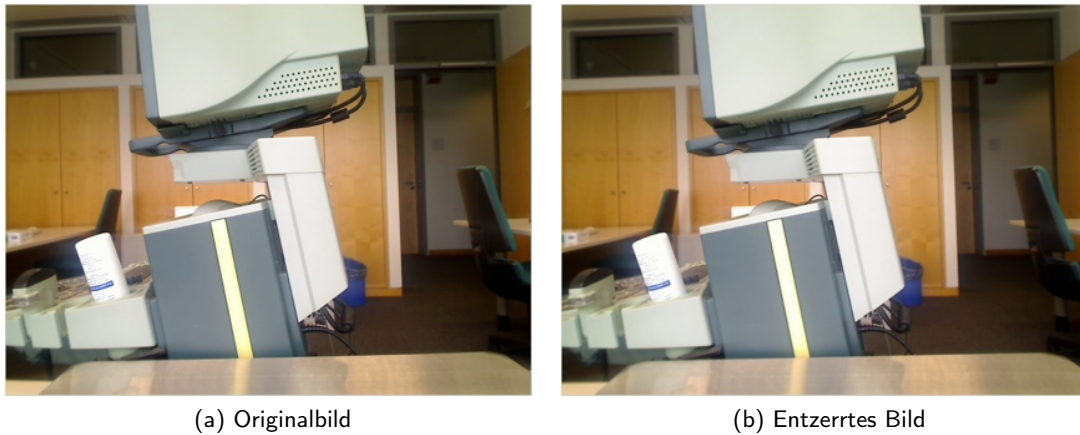


Abbildung 6.24.: Korrektur der Kameraverzerrung. Diese ist im Falle der verwendeten Kamera sehr gering, so dass nur im Bereich des Türrahmens und der Fensterlinie schwache Krümmungen auftreten. Quelle: [Nol10]

Der Rückprojektionsfehler der im Kalibrierungsmuster ermittelten Kreuzungspunkte lag nach der Kalibrierung im Mittel bei 0,4 bis 0,7 Pixeln (siehe Abbildung 6.25). Die intrinsische Kalibrierung liefert demnach eine Genauigkeit im Subpixelbereich. Die Verzerrungen der Kameras können somit ausgeglichen werden und tragen nicht zu eventuellen Fehlern in der Visualisierung bei.

6.4.1.2. Projektion

Um die Genauigkeit der extrinsischen Kalibrierung zu überprüfen, wurden die vom Sensor gemessenen Koordinaten in das Kamerabild projiziert und dort eingezeichnet. Im Anschluss wurden die Abstände zwischen dem Sensor im Kamerabild und dem projizierten Punkt bestimmt. In einem realistischen Abstand zur Kamera lagen die ermittelten Fehler in einem Bereich von 3 bis 6 Pixeln. Maximal wurde eine Abweichung von 8 Pixeln festgestellt. Mithilfe der Kalibrierungsinformation und dem Wissen über die Entfernung zwischen Kamera und Sensor kann dieser Abstand in den Trackingraum übertragen werden. Hieraus ergibt sich ein Fehler von ein bis drei Millimetern für die Projektion. Der maximale Projektionsfehler für unterschiedliche realistische Abstände ist in Tabelle 6.4 zusammengefasst.

Tabelle 6.4.: Projektionsfehler im Trackingkoordinatensystem für den maximal gemessenen Abstand von 8 Pixeln zwischen Sensor und Projektionsergebnis im Kamerabild mit einer Auflösung von 640×480 Pixeln. Quelle: [Nol10]

Abstand zur Kamera in cm	20	15	10	5
Projektionsfehler in mm	7-9	5-6,5	2,5-4,5	1-1,5

6.4.2. Tumordarstellung

Die intraoperative Visualisierung des Tumors wurde von einem Chirurgen der Johns Hopkins Medical School evaluiert. Hierzu wurden zwei Operationen an künstlichen Nierenphantomen simuliert. Jedes Phantom enthielt zwei Läsionen, welche vor der Operation segmentiert wurden. Anschließend

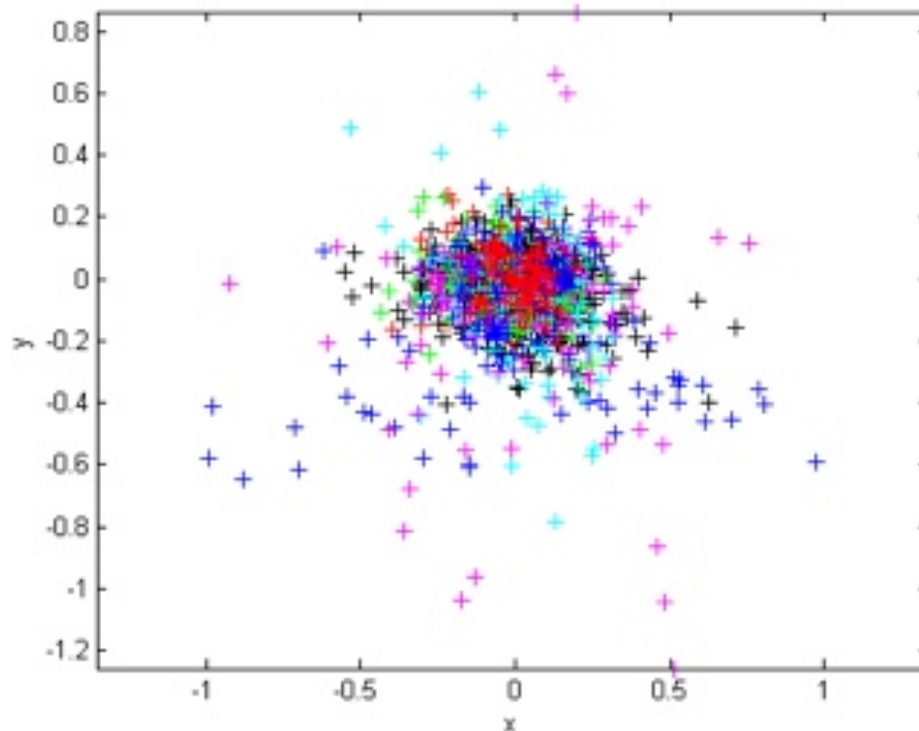


Abbildung 6.25.: Rückprojektionsfehler der Kreuzungspunkte in den Kalibrierungsmustern aus Abbildung 4.14. Quelle: [Nol10]

erfolgte die bildbasierte Registrierung. Während der Resektion der Tumore kam das Navigationssystem zum Einsatz. Die Tumore in den Phantomen unterschieden sich in ihrer Größe und den Gewebeeigenschaften wie Farbe, Echogenität im Ultraschall und den Hounsfield-Einheiten im CT. Wie in Abbildung 6.26b und Abbildung 6.30c erkennbar, wurde der Tumorsensor in den Tumor platziert. Dieser Eingriff erfolgte unter Kontrolle mit einem laparoskopischen Ultraschall. In Abbildung 6.26 ist die Operationsszene virtuell dargestellt. Zu erkennen ist die Lage des Tumors im Phantom sowie der darin platzierte Trackingsensor. Weiterhin ist die relative Lage des Kamerasensors zum Tumor erkennbar.

Nach der Platzierung des Tumorsensors wurde zunächst die Qualität der Kalibrierung und Registrierung anhand der entfernungs-basierten Visualisierung der Tumorgöße qualitativ evaluiert. Hierbei war es wichtig, dass trotz bewegter Kamera oder bewegtem Phantom die Kreise auf dem Tumor zentriert blieben und auch dessen Größe korrekt wiedergaben. Eine Fahrt der Kamera um das Phantom ist in Abbildung 6.27 gezeigt.

Um die Operationsbedingungen möglichst realistisch nachzustellen, wurde ein laparoskopischer Trainer verwendet, welcher die Sicht des Arztes auf den Operationssitus verdeckt (siehe Abbildung 6.28). Somit war der Chirurg auf das Videobild der verwendeten Webcam angewiesen und musste die Resektion auch mit laparoskopischen Werkzeugen durchführen.

Während des Eingriffes durch den Chirurgen erfolgte die Tumorvisualisierung anhand des Oberflächenmodells von Tumor und Sicherheitsrand. Eine solche Visualisierung ist beispielhaft in Abbildung 6.29 gezeigt. Diese Visualisierung entstand direkt nach der bildbasierten Registrierung, was daran zu erkennen ist, dass noch kein Sensor-kabel in den Tumor führt. Dies entspricht dem Ansatz der meisten intraoperativen Navigationssysteme, bei denen eine anatomisch korrekte Visualisierung möglich ist, solange sich die Operationsszene nicht verändert. Da in diesem Fall ein Tracking des Tumors noch nicht erfolgte, hätte eine Bewegung des Phantoms keinerlei Auswirkung auf die

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung

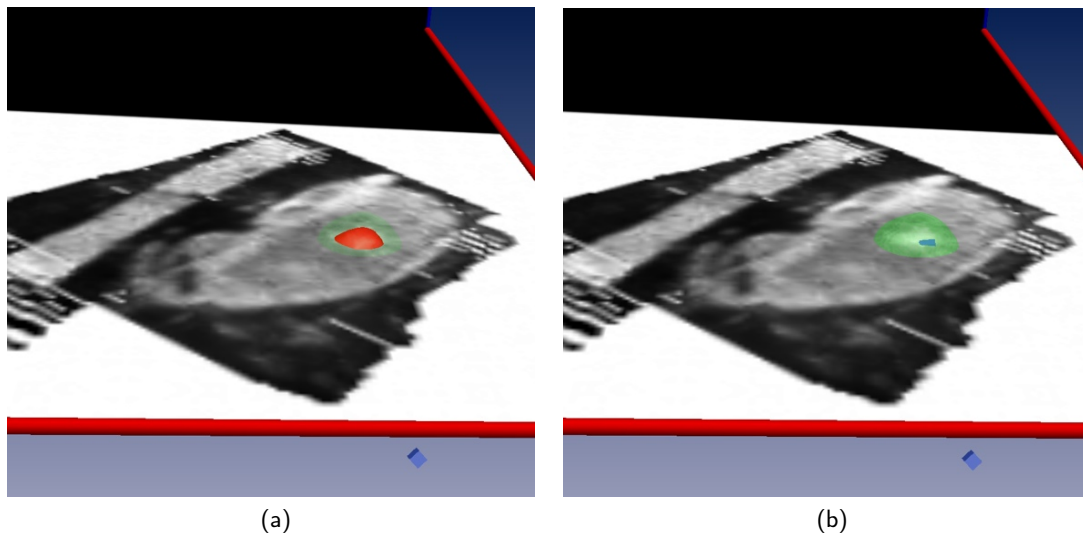
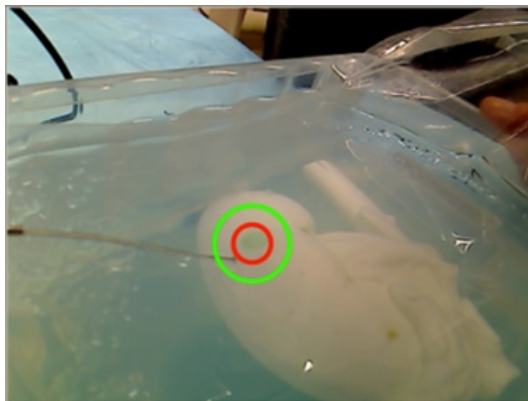
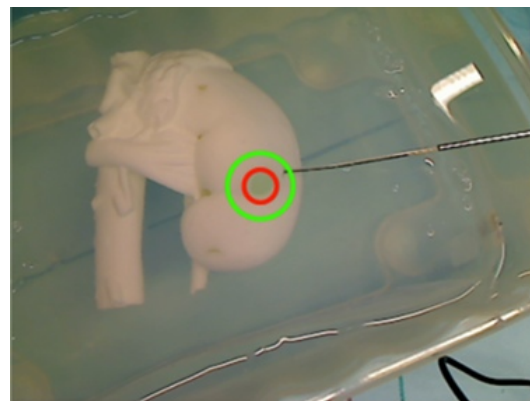


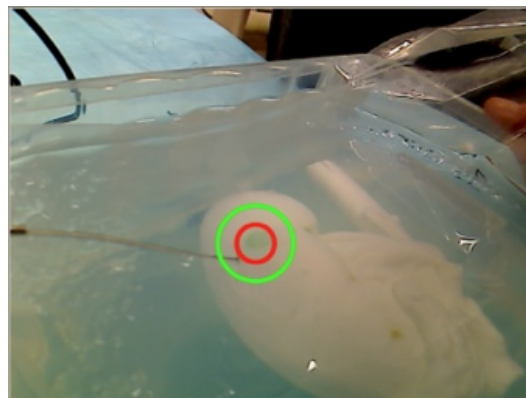
Abbildung 6.26.: Kameraposition und Trackingsensor im Tumor. Der dunkle Kubus unten im Bild zeigt die Position der Kamera relativ zum Tumor. Der Tumor selbst ist durch die rote Oberfläche in 6.26a dargestellt. Die grüne Struktur zeigt den Sicherheitsrand. In 6.26b ist der auch der zweite dunkle Kubus, welcher den Tumorsensor repräsentiert, innerhalb des Tumors erkennbar.



(a) Quelle: [Nol10]



(b) Quelle: [Nol10]



(c) Quelle: [SKS⁺10]

Abbildung 6.27.: Entfernungsbasierte Tumourvisualisierung bei Bewegung der Kamera.

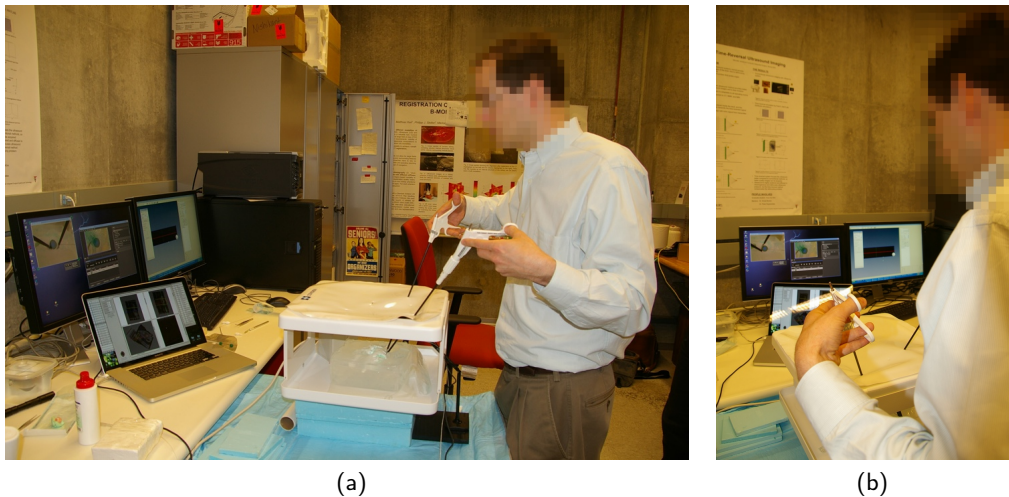


Abbildung 6.28.: Simulierte Operation am künstlichen Nierenphantom. Hierbei wurden laparoskopische Instrumente und ein laparoskopischer Trainer verwendet. Der Chirurg war demnach auf das Videobild und die intraoperative Visualisierung angewiesen.



Abbildung 6.29.: Tumorvisualisierung über dem Nierenphantom direkt nach erfolgter bildbasierter Registrierung. Quelle: [Nol10]

Tumordarstellung, wodurch sich das Phantom unter dem Tumor hinweg bewegen könnte und der Tumor an seiner Position im Videobild verharren würde. Dies würde eine erneute Registrierung notwendig machen.

Durch die Platzierung eines Trackingsensors im Tumor oder in den Sicherheitsrand ist es möglich, diese Visualisierungen auch während des Eingriffes anatomisch korrekt aufrecht zu erhalten. Eine Auswahl an Visualisierungen, die während und nach dem Eingriff entstanden sind, wird in Abbildung 6.30 gezeigt. Während des Eingriffes traten Probleme mit der Beständigkeit des Phantoms auf. Die inneren halbkugelförmigen Strukturen, welche den Sicherheitsrand darstellten, brachen während der Manipulation mit den chirurgischen Werkzeugen auf (siehe Abbildung 6.30b). Vermutlich war dies produktionsbedingt, da Tumor, Sicherheitsrand und umgebendes Phantom aus

6. Tumortracking und intraoperative Visualisierung

unterschiedlichen Materialien bestanden und nacheinander in eine Form gegossen wurden. Weiterhin löste sich der Tumor auch fast von allein aus dem umgebenden Phantom, sobald die Resektion weit genug fortgeschritten war. Insgesamt waren die Materialien wohl für die Bildgebung sehr geeignet, allerdings nicht auf die Manipulation mit Schneidewerkzeugen ausgelegt. Nichtsdestotrotz hat der Chirurg die intraoperative Visualisierung als sehr hilfreich empfunden. Durch sie war es ihm möglich, den Zugang zum Tumor, welcher von umgebenden Gewebe verdeckt und somit von außen nicht sichtbar war, präzise zu wählen. Auf diese Weise war es nicht nötig, mit dem Ultraschall nach dem Tumor zu suchen, seine Ausdehnung im Ultraschallbild auf das Phantom zu übertragen und dann im Kopf den Zugang zu planen. Weiterhin war die permanente Visualisierung auch des bewegten Tumors sehr hilfreich, um trotz der Manipulation innerhalb des Sicherheitsrandes zu schneiden und möglichst nah am Tumor zu bleiben ohne in diesen hinein zu schneiden. Für den Chirurgen war diese Form der intraoperativen Navigation eine völlig neue Erfahrung.

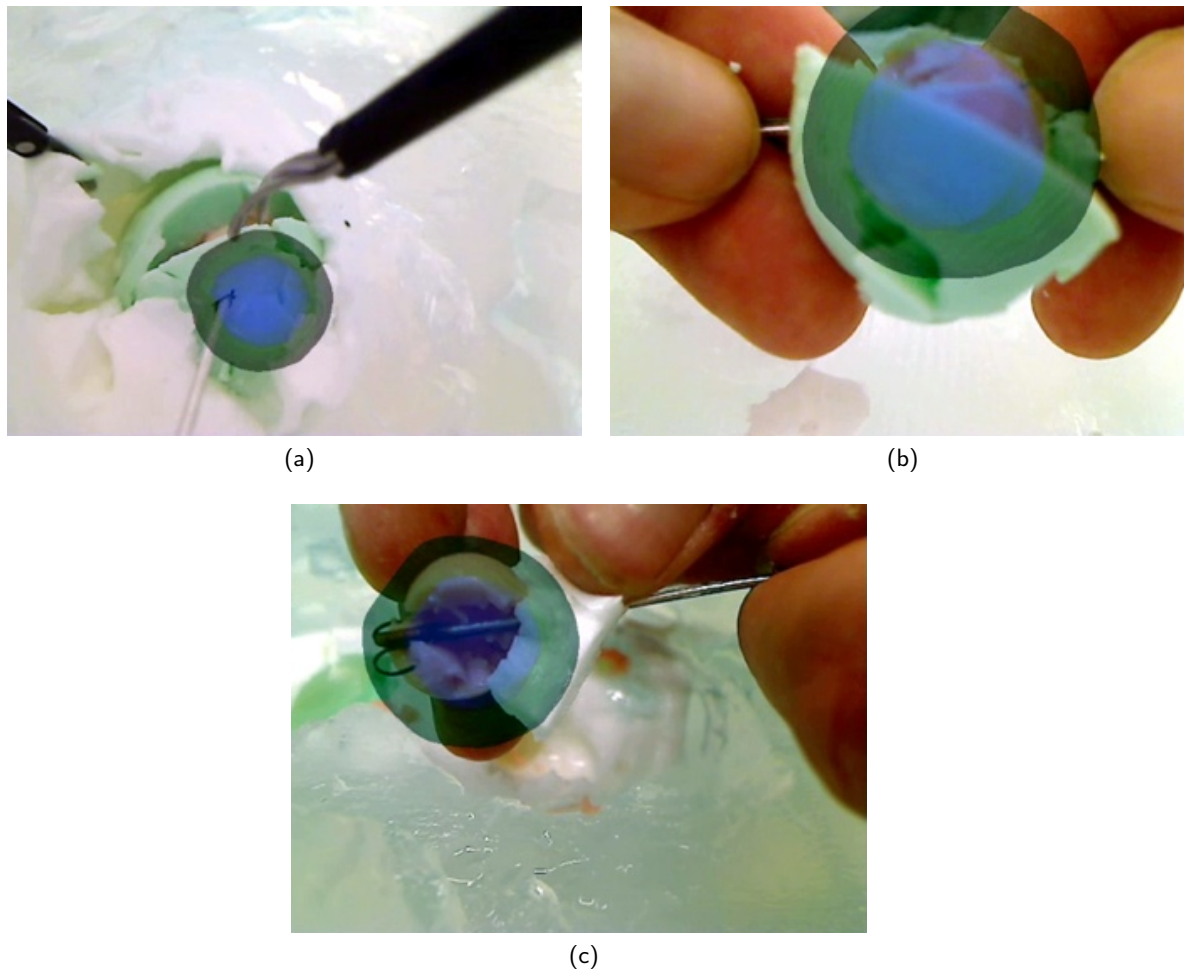


Abbildung 6.30.: Tumorvisualisierung mit Tracking des Tumors. Um die berechnete Tumorposition wird das Modell des Tumors (blau) und des Sicherheitsrandes (grün) eingezeichnet. Der Größenunterschied der Visualisierung aus Abbildung 6.30a im Vergleich zu Abbildung 6.30b und Abbildung 6.30c resultiert aus den unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften der Tumore in zwei verschiedenen Phantomen. In Abbildung 6.30a ist der Tumor falsch angefertigt worden und daher repräsentiert die rote Kugel im Phantom bereits den im Ultraschall sichtbaren Tumor und den Sicherheitsrand, während in den anderen beiden Fällen die rote Kugel dem im Ultraschall sichtbaren Tumor entspricht und der Sicherheitsrand im Phantom gefärbt wurde. Quelle: [KN11]

7. Zusammenfassung und Ausblick

Inhalt

7.1. Zusammenfassung	189
7.1.1. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten	189
7.1.2. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten	190
7.1.3. Regmentation	191
7.1.4. Tumortracking und intraoperative Visualisierung	191
7.2. Ausblick	192
7.2.1. Mögliche Erweiterungen	192
7.2.2. Weitere Anwendungsszenarien	194

In diesem Kapitel wird die vorgestellte Arbeit noch einmal zusammengefasst und ein Ausblick auf mögliche Verbesserungen am beschriebenen System und weitere Anwendungsgebiete gegeben.

7.1. Zusammenfassung

Dieser Abschnitt fasst die umgesetzten Methoden und die wissenschaftlichen Beiträge der vorgestellten Arbeit zusammen und gibt einen Überblick über die Ergebnisse der Arbeit.

7.1.1. Gefäßsegmentierung aus Ultraschallbilddaten

Methoden und eigener Beitrag In dieser Arbeit wurde ein kombinierter Segmentierungsansatz vorgestellt, welcher die Gefäße aus Volumen der B-Mode- und Power-Doppler-Ultraschallbildgebung extrahiert und diese zu einer gemeinsamen Gefäßstruktur vereint. Neben der kombinierten Segmentierung ist natürlich auch die separate Segmentierung im Falle des Nichtvorhandenseins eines der beiden Ultraschallvolumen möglich. Die Qualität der Segmentierung aus B-Mode-Bilddaten resultiert aus einer Verstärkung der Vesselness von Strukturen in den Bildern und konnte durch die Verwendung von Level-Set-Methoden verbessert werden. Mithilfe des vorgestellten Verfahrens ist es möglich, Lücken in den Gefäßen zu überbrücken und zusätzliche Strukturen, die durch ein einfaches Schwellwertverfahren nicht erfasst werden können, zu segmentieren.

Ergebnisse Die kombinierte Segmentierung von Gefäßen aus Ultraschall-B-Mode- und Power-Doppler-Volumen überwindet die Nachteile der Segmentierung aus den beiden intraoperativ am häufigsten eingesetzten Bildgebungsverfahren. Hierdurch können mehr Bifurkationen und Gefäßsegmente extrahiert und die Menge an verwertbarer Gefäßinformation im Mittel um 35 % gesteigert werden. Je mehr Bifurkationen vorhanden sind, desto eindeutiger können Korrespondenzen zwischen diesen vom Graph Matching erkannt und somit für die Registrierung verwendet werden. Die gemeinsame Segmentierung aus beiden Ultraschallarten ist demnach von großem Vorteil. Die Verwendung der Level-Set-Methoden steigert die Robustheit der Gefäßsegmentierung gegenüber den B-Mode-Bildgebungseigenschaften und Artefakten in den Bilddaten.

7.1.2. Registrierung von Ultraschall- und CT-Bilddaten

Methoden und eigener Beitrag Um die Probleme bei der Registrierung von Ultraschallvolumen mit CT-Datensätzen zu überwinden, wurden für die zwei Zielorgane Niere und Leber jeweils eigene Registrierungsverfahren entwickelt.

Für die Niere wurde aufgrund ihrer Abbildungseigenschaften ein intensitätsbasiertes Registrierungsverfahren unter Verwendung der Mattes-Mutual-Information implementiert. Um die Simulation der Ultraschalldaten aus dem CT zu umgehen, wurde ein alternatives Ultraschallbildgebungsverfahren auf seine Eignung untersucht. Mithilfe der Ultraschall-Elastographiebildgebung ist es möglich, die Festigkeit des Gewebes abzubilden. Die daraus resultierende Darstellung des Gewebes korrespondiert sehr gut mit der im CT aufgenommenen Röntgendichte. Auf diese Weise wurde die Ultraschallbildgebung an das CT angepasst und eine rigide Registrierung basierend auf der Mutual Information ermöglicht.

Für die deformierbare Registrierung der Leber wurden die Gefäßverzweigungen und Gefäßverläufe für einen landmarkenbasierten Ansatz verwendet. Mithilfe eines Graph Matchings wurden Korrespondenzen zwischen den Gefäßsystemen ermittelt. Die Anzahl der verwendbaren Landmarken hängt hierbei stark von der Segmentierung der Datensätze ab und konnte durch die Verwendung von Landmarken sowohl aus dem Ultraschall-B-Mode-Volumen als auch aus dem Power-Doppler-Volumen gesteigert werden. Zusätzlich zu den Verzweigungspunkten wurde über das vorgestellte Verfahren zur Gefäßverfeinerung eine hohe Anzahl bijektiver Landmarken auf der gesamten Mittellinie der Gefäße erzeugt. Dies geschah nicht nur im Bereich der gematchten Verzweigungen, sondern auch darüber hinaus, sofern dies möglich und anatomisch korrekt war. Anhand der bijektiven Landmarken erfolgte eine deformierbare Registrierung der CT-Bilddaten mithilfe der Thin-Plate-Splines.

Ergebnisse Die Evaluation der rigiden bildbasierten Registrierung erfolgte anhand von speziell angefertigten ex-vivo Phantomen, welche bei der Bildgebung im CT und im Ultraschall die Strukturen der Niere unter in-vivo Bedingungen echter Patienten widerspiegeln. In Schweinenieren wurden Tumore durch thermale Ablation des Gewebes nachgestellt. Dies erlaubte eine gute Kontrolle und führte im Ultraschall-B-Mode-Bild zu einer hohen visuellen Ähnlichkeit mit echten Tumoren.

Darüber hinaus wurde ein kommerzielles Ultraschalltrainingsphantom aus Kunststoff weiterentwickelt und in dieses zwei Läsionen unterschiedlicher Größe und unterschiedlicher Festigkeit spezifiziert. Die Läsionen unterscheiden sich in ihren Abbildungseigenschaften vom umgebenden Gewebe und können teilweise mit herkömmlichem B-Mode-Ultraschall nicht abgebildet werden.

In den durchgeführten Experimenten zur Verwendung der Elastographie für die bildbasierte Registrierung mit CT-Daten mithilfe der Mattes-Mutual-Information wurde eine wesentliche Verbesserung der Registrierungsrate im Vergleich zu B-Mode-Daten festgestellt. Trotz des sehr kleinen Ausschnitts der Niere war es mit der Elastographie möglich, die Volumen automatisch miteinander zu registrieren. Aufgrund der Durchführung von Phantomexperimenten lassen sich diese Ergebnisse zwar nicht verallgemeinern, allerdings konnte festgestellt werden, dass die bildliche Darstellung der Anatomie der Niere in den Elastographiedaten an das CT angenähert ist.

Für die rigide gefäßbasierte Registrierung der Leber wurde im Mittel auf den Landmarken aus dem Graph Matching eine Genauigkeit von 3,45 mm ermittelt. Für weitere manuell definierte Korrespondenzen ergab sich eine mittlere Genauigkeit von 5,01 mm.

Im Durchschnitt ist die entwickelte Landmarkenverfeinerung in der Lage, die Anzahl der bijektiven Landmarken von 9,6 nach dem Graph Matching auf 70,2 zu erhöhen und diese homogen über die Gefäßstrukturen zu verteilen.

Die Registrierungsgenauigkeit (Target-Registration-Error) für definierte Zielstrukturen in CT-Datensätzen konnte mithilfe der Deformation des Organs um bis zu 61 % gesteigert werden, wobei

der Fehler in drei von vier Fällen im Mittel um 44 % reduziert wurde.

Die rigide Registrierung kann in weniger als 3 Minuten und die deformierbare Registrierung in unter 10 Minuten abgeschlossen werden. Somit bieten beide Verfahren einen Zeitvorteil gegenüber der manuellen Registrierung. Ein erfahrener Chirurg hat zudem im klinischen Test bestätigt, dass das System in wesentlich kürzerer Zeit qualitativ bessere Registrierungsergebnisse liefert.

7.1.3. Regmentation

Methoden und eigener Beitrag Um die Menge an segmentierten Gefäßen in den Ultraschallbilddaten zu steigern und somit auch die deformierbare Registrierung zu verbessern, wurde die Regmentation neu in den Bereich der Gefäßsegmentierung und gefäßbasierten Registrierung eingeführt.

Nach erfolgter deformierbarer Registrierung wird der weitere Gefäßverlauf im Ultraschall mithilfe des Wissens über die Gefäßlage in den CT-Bilddaten bestimmt. Durch die Verstärkung der Vesselness in diesem Bereich ist es möglich, weitere Gefäße zu segmentieren, auch wenn diese in den Bilddaten nur schwach ausgeprägt sind, ohne dabei Artefakte in Form einer Übersegmentierung zu erzeugen.

Der Gewinn an segmentierten Gefäßen resultiert in einer Vielzahl neuer korrespondierender Landmarken auf den Gefäßmittellinien, welche die Grundlage für die deformierbare Registrierung bilden. Diese Landmarken erstrecken sich auch über neue Bereiche der Leber, wodurch die Qualität der Deformation des gesamten Organs verbessert wird.

Ergebnisse Die Evaluation der Regmentation erfolgte anhand von fünf Patientendatensätzen, welche auch für die Evaluation der landmarkenbasierten Registrierung verwendet wurden.

Durch die verbesserte Gefäßsegmentierung konnte die Länge an segmentierten Gefäßstrukturen im Mittel um 30 % gesteigert werden.

Die segmentierten Gefäße bilden die Grundlage für die deformierbare Registrierung. Hierzu werden bei der Landmarkenverfeinerung bijektive Korrespondenzen auf den Gefäßmittellinien definiert. Vor der Regmentation betrug die Steigerung der Anzahl korrespondierender Landmarken durch die Verfeinerung 800 %. Dieser Wert konnte durch die Regmentation auf über 1000 % gesteigert werden.

Die mittlere Volumensteigerung des Segmentierungsergebnisses durch die Regmentation betrug insgesamt 24 %. Auf die Korrektur des Gefäßdurchmessers nach der Ultraschallsegmentierung entfallen im Mittel 9 %, indem Untersegmentierungen der Ultraschallbilddaten korrigiert wurden.

7.1.4. Tumortracking und intraoperative Visualisierung

Methoden und eigener Beitrag Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein eigener Ansatz entwickelt, mit dessen Hilfe das Tracking auch kleiner Tumore ermöglicht wird. Hierzu wird ein einzelner Sensor eines elektromagnetischen Trackingsystems nahe am zu resezierenden Tumor ins Gewebe eingebracht und dort mithilfe eines Ankers fixiert. Durch die Verwendung des miniaturisierten Sensors wird es möglich, die Tumorbewegung mit allen sechs Freiheitsgraden zu detektieren. Das Tracking des Tumors und der laparoskopischen Kamera erfolgt permanent während des gesamten minimalinvasiven Eingriffes.

In dieser Arbeit wurde ein Verfahren vorgestellt, welches eine permanente live-Visualisierung des Tumors während des gesamten Verlaufes der laparoskopischen Operation ermöglicht. Die Visualisierung erfolgt durch die Darstellung der interessierenden Strukturen im laparoskopischen Video unter Verwendung der erweiterten Realität.

Ergebnisse Der Rückprojektionsfehler der Kreuzungspunkte des Kalibrieramusters lag nach der intrinsischen Kalibrierung im Bereich von 0,4 bis 0,7 Pixeln. Die intrinsische Kalibrierung liefert demnach eine Genauigkeit im Subpixelbereich.

Nach der extrinsischen Kalibrierung ergab sich ein Fehlerbereich von drei bis sechs Pixeln für einen realistischen Abstand zwischen Kamera und Trackingsensor. Maximal wurde eine Abweichung von 8 Pixeln festgestellt. Hieraus ergibt sich ein Fehler von 1 bis 3 mm nach der Rücktransformation eines Punktes aus dem Bild in das Trackingsystem.

Der Chirurg hat die intraoperative Visualisierung während simulierter laparoskopischer Eingriffe aus mehreren Gründen als sehr hilfreiche Unterstützung und praktikable Lösung bewertet. Sie erleichterte es ihm, den Zugang zum Tumor, welcher von außen nicht sichtbar war, präzise zu wählen. Somit entfielen die Suche nach dem Tumor mit dem Ultraschall, die Übertragung der Ausdehnung im Ultraschallbild auf das Phantom und die Planung des Zugangs im Kopf. Mit der permanenten Visualisierung des bewegten Tumors war es möglich, trotz der Manipulation innerhalb des Sicherheitsrandes zu schneiden und möglichst nah am Tumor zu bleiben, ohne in diesen hinein zu schneiden.

7.2. Ausblick

An dieser Stelle soll ein Ausblick auf die Möglichkeiten der Weiterführung der vorgestellten Forschungsarbeit gegeben werden.

7.2.1. Mögliche Erweiterungen

Aus den Erkenntnissen der Arbeit und den klinischen Anforderungen lassen sich einige sinnvolle Erweiterungen des beschriebenen Systems ableiten, welche im Folgenden diskutiert werden.

Gefäßsegmentierung Bisher geht der Algorithmus zur Segmentierung von Power-Doppler-Daten von einer gleichmäßigen Verzerrung aller Gefäße aus. Die Korrektur erfolgt daher basierend auf dem detektierten Maximum. Eine mögliche Verbesserung des Verfahrens ist die Betrachtung des Gefäßdurchmessers der jeweiligen Segmente. Die Symmetrie der Gefäße könnte auf diese Weise weiter gesteigert werden.

Registrierung Das entwickelte landmarkenbasierte Registrierungsverfahren verwendet die Lageinformation der Gefäße für eine deformierbare Registrierung. Eine mögliche Verbesserung dieser Methode ist es, Wissen über die tatsächliche äußere Form der Leber aus dem Ultraschall zu generieren und dieses für die Definition der Deformation an den Organgrenzen zu verwenden. Hierfür könnte, mithilfe eines frei deformierbaren Modells, die Organoberfläche aus den Ultraschall-B-Mode-Bilddaten extrahiert werden. Es bietet sich hierbei an, das gleiche Modell, welches für die Lebersegmentierung aus den CT-Bilddaten verwendet wurde, mit dem Wissen aus der Registrierung rigide am Ultraschall auszurichten und dann die Übergänge zwischen Parenchym und Leberkapsel zu detektieren und das Modell daran anzupassen. Auf der Oberfläche beider Instanzen des Modells könnten dann korrespondierende bijektive Landmarken definiert werden, welche die Deformationsberechnung auch an den Organgrenzen definieren und so stabilisieren würden.

Regmentation Die naheliegendste Erweiterung der vorgestellten Regmentation-Methode ist eine wiederholte Iteration der verbesserten Gefäßsegmentierung und der deformierbaren Registrierung.

Auf diese Weise könnte die Menge an segmentierten Gefäßstrukturen schrittweise verbessert werden.

Für eine verbesserte Abschätzung des weiteren Gefäßverlaufes aus den deformierten CT-Bilddaten können die Eigenvektoren aus der Berechnung der CT-Vesselness verwendet werden. Dieser Ansatz wurde bereits von Sato et al. in [SNA⁺97] vorgeschlagen und auch von Aylward et al. in [ABPE96, AB02] für die Verfolgung der Gefäßmittellinie verwendet. Auf diese Weise ist es möglich, einen zunächst kegelförmigen Suchraum entsprechend dem Vektorfeld zu deformieren und so an den Gefäßverlauf anzupassen.

Von Risser et al. in [RPD08] wurde eine Methode zur Wahl der Richtung vorgestellt, welche auf Tensoren basiert, die die Sicherheit in der Abschätzung des Gefäßverlaufes widerspiegeln. Durch eine Kombination dieser sogenannten „Segment End Voting Fields“ mit der berechneten Vesselness lässt sich die Definition des Suchraumes mit der Hervorhebung der Vesselness vereinen.

Für die Verbesserung der Korrektur des Gefäßdurchmessers ist zunächst die Beseitigung einer möglichen Übersegmentierung notwendig. Hierzu müssen periphere Voxel eines Gefäßsegmentes entfernt werden, bis der aus den CT-Bilddaten ermittelte Gefäßdurchmesser erreicht ist. Ein möglicher Ansatz hierzu wurde von Drechsler et al. in [DOL10b] beschrieben. Im Anschluss daran kann eine Untersegmentierung, wie in Abschnitt 5.2.5 beschrieben, korrigiert werden.

Zu guter Letzt wäre eine Automatisierung der Parameterwahl anhand der Informationen aus den Gefäßgraphen möglich. So bietet sich das Wissen über die Mittelwerte und Standardabweichungen der Grauwerte in den Bilddaten für die verbesserte Gefäßsegmentierung an. Weiterhin könnte mit dem Wissen über den Gefäßdurchmesser ein Schwellwert für die Korrektur der Gefäßstrukturen definiert werden. Für die Definition der Suchrichtung könnte, basierend auf dem Wissen über die Krümmung des Gefäßes, zwischen der Abschätzung über die Gefäßmittellinie und den Graphen der CT-Daten gewechselt werden.

Tracking Das verwendete elektromagnetische Tracking ist anfällig für Störungen aus anderen elektromagnetischen Quellen, welche z. B. während einer Resektion durch die häufig verwendeten Elektroauter entstehen können. Hierbei senden die Sensoren fehlerhafte Signale, aus denen die Elektronikeinheit eine falsche Lage ermittelt. Das Resultat ist ein starkes Zittern in der gemessenen Sensorposition und -orientierung. Eine mögliche Lösung für dieses Problem wäre die Entwicklung eines hybriden Trackingsystems bestehend aus dem in der Arbeit verwendeten elektromagnetischen Tracking in Kombination mit einem optischen Tracking des Tumors über das Laparoskop, wie es von Su et al. beschrieben wurde [SVA⁺09] und einem Tracking des Endoskops über Inertia- und Lagesensoren (Gyroskop und Magnetismus). Dieser Ansatz geht allerdings mit einem erhöhten Kalibrierungsaufwand des Systems einher.

Eine denkbare Umsetzung wäre es, die Lage des Tumors und der Werkzeuge inkl. Kamera mit dem elektromagnetischen Tracking zu verfolgen. Sobald der Elektroauter verwendet wird, könnte dies direkt der Trackingkomponente mitgeteilt oder die stark abweichenden Sensordaten des elektromagnetischen Trackings indirekt detektiert und mit der letzten bekannten korrekten Sensorlage die beiden anderen Trackingsysteme initialisiert werden. Da der Schneidevorgang meist nicht sehr lange andauert und des öfteren unterbrochen wird, wäre es möglich, die beiden anderen Trackingsysteme immer wieder mit den Informationen des elektromagnetischen Trackingsystems zu stabilisieren und so deren Probleme zu überwinden. Im Falle des optischen Trackings wären dies z. B. die Anfälligkeit für Beleuchtungsänderungen, Verdeckungen durch Blutungen oder Werkzeuge sowie Rauch im Bauchraum. Für optisches und Lagesensorttracking könnte weiterhin der Drift über die Zeit verhindert werden. Das Ergebnis wäre eine hybride Lösung, welche die Nachteile aller drei verwendeten Trackingsysteme umgeht.

Visualisierung Die im Rahmen dieser Arbeit umgesetzte permanente Visualisierung des Tumors mithilfe der erweiterten Realität ist ein wichtiges Werkzeug, welches den Chirurgen während des Zugangs zum Tumor und dessen Resektion unterstützt. Ein grundlegendes Problem der erweiterten Realität ist es, dass diese nicht immer realistisch erscheint und so der positive Effekt für die Orientierung teilweise verloren geht oder nicht vollständig erreicht wird. Als Beispiel seien hier Verdeckungen des Organs durch Werkzeuge genannt. Das implementierte System würde das Tumormodell über das Werkzeug zeichnen, was im Kopf des Chirurgen zu einer Störung der Wahrnehmung führen kann. Die Detektion der Lage von Werkzeugen mithilfe des Trackingsystems würde es erlauben, die Darstellung des Tumormodells an diesen Orten im Bild auszusetzen und so die Immersion des Arztes steigern. Ferner könnte die Trajektorie eines Werkzeuges visualisiert werden, wodurch dem Chirurgen die Resektion des Tumors erleichtert werden könnte.

Eine weitere sehr interessante Verbesserung der Tumordarstellung ist die entfernungsabhängige Visualisierung des Tumormodells. Da die Distanz zwischen Tumormodell und der Kamera bekannt ist, könnte die Transparenz des dargestellten Tumormodell bei größeren Entfernungen abgeschwächt werden. Auch eine Visualisierung der Entfernung von Strukturen durch unterschiedliche Liniendarstellungen wurde von Hansen et al. [HWR⁺10] bereits beschrieben.

7.2.2. Weitere Anwendungsszenarien

Die im Rahmen dieser Arbeit erlangten Erkenntnisse und umgesetzten Methoden sind auch für andere Bereiche der minimalinvasiven Chirurgie von Interesse. Daher sollen im Folgenden einige zusätzliche Anwendungsszenarien vorgestellt werden, in denen sich die einzelnen Komponenten des Navigationssystems einsetzen lassen.

Elastographie und Registrierung Die Erkenntnisse zur bildbasierten Registrierung von Ultraschall-Elastographie- und CT-Volumendaten wurden von den Projektpartnern an der Johns-Hopkins-University bereits im Rahmen weiterer Arbeiten für die Anwendung von computergestützten Interventionen an anderen Organen verwendet.

So haben Foughi et al. [FCR⁺09] die Eignung der Elastographiebildgebung für die Kontrolle der Bestrahlung von Tumoren in der Brust eingesetzt. Hierbei erfolgt die parallele Darstellung zuvor aufgenommener CT-Daten zusammen mit B-Mode- und Elastographie-Ultraschallbildern. Auf diese Weise konnte die Konfidenz der Ärzte bezüglich der korrekten Bestrahlung gesteigert werden.

Die Eignung der Ultraschall-Elastographiebildgebung für die intraoperative Registrierung wurde auch an der Prostata untersucht. Fleming et al. [FRM⁺09] haben anhand von pathologischen Schnitten gezeigt, dass die Elastographiebildgebung die Anatomie korrekt widerspiegelt und demnach für die Tumorlokalisierung während laparoskopischer Prostatektomien genutzt werden kann.

Ein weiteres Einsatzgebiet für die Elastographiebildgebung ist die Darstellung des Gewebes in zirrhotisch veränderten Lebern. Durch die Verhärtung des Gewebes wird hier eine Darstellung der Gefäße meist soweit erschwert, dass kaum nutzbare Landmarken für eine Registrierung extrahiert werden können. Auch die Tumordarstellung ist aufgrund der Abbildungseigenschaften des Lebergewebes in B-Mode-Bilddaten häufig noch schwieriger.

Billings et al. [BDK⁺12] arbeiten an einer Umsetzung der Ultraschall-Elastographiebildgebung für den *da Vinci* Telemanipulator. Das Ziel ist hierbei, neben der Integration in dieses Feld der minimalinvasiven Chirurgie, eine bessere Kontrolle über die Ausführung der Kompressionsbewegung zu erreichen, als es bei einer Freihandbewegung des laparoskopischen Schallkopfes möglich ist. Mithilfe dieses Systems wäre es möglich, die vorgestellte bildbasierte Registrierung auch auf die roboterassistierte laparoskopische Nephrektomie und Prostatektomie anzuwenden.

Ein weiteres Gebiet, in dem die Elastographiebildgebung derzeit verstärkt angewendet wird, ist das Monitoring der Ablation von Tumoren. Die Eignung für die am häufigsten ausgeführte Form der Ablation, die Thermoablation, wurde von Froughi et al. [FBC⁺12] untersucht. Kang et al. arbeiten in [KDS⁺12] an der Kontrolle der Ablation mithilfe eines neuen Ansatzes, der sogenannten akustischen Ablation. Hierbei wird ein nadelförmiges Gerät in den Tumor gestochen und von diesem werden fokussiert hochenergetische Schallwellen ausgesendet (HIFU High-Intensity Focused Ultrasound). Für die Ablation wird ausgenutzt, dass diese Schallwellen durch die Bewegung des Gewebes Wärme erzeugen und so die Tumorzellen töten.

Neben dem Monitoring bieten sich die Elastographiebilder auch für eine Registrierung der Bilddaten vor der Ablation an, um z. B. während der Intervention die segmentierten Tumorgrenzen im live-Ultraschallbild darstellen zu können und so dem Arzt ein Feedback zu bieten, wann die Ablationszone den gesamten Tumor beinhaltet. Insbesondere für große Tumore erscheint solch ein Vorgehen vielversprechend, da hier häufig mehrere Ablationen ausgeführt werden, um durch die Kombination der jeweiligen Zonen eine größere Region abdecken zu können. Auch für die Kontrolle der Ablation ist eine Registrierung mit Elastographiebilddaten denkbar, da diese die tatsächliche Ablationszone sehr gut darstellen.

Gefäßbasierte Registrierung Die entwickelte gefäßbasierte Registrierung bietet sich auch für andere Körperregionen außerhalb der Leber an.

So wird in der Literatur die Registrierung der Blutgefäße unter anderem in der Neurochirurgie beschrieben. Die Anforderungen dieser Eingriffe sind denen der Leberchirurgie sehr ähnlich, da auch hier präoperative CT- oder MRT-Aufnahmen existieren und intraoperativ Ultraschallvolumen aufgenommen werden. Darüber hinaus erzeugt die Eröffnung der Schädeldecke und die damit verbundene Abnahme des Hirndrucks eine Deformation des Gewebes, den sogenannten Brain Shift. Mit dem Wissen über die Lageänderung der Gefäße und anderer Strukturen im Hirn wäre es möglich, diese Deformation auszugleichen und so die Genauigkeit für eine intraoperative Navigation zu erhöhen.

Aufgrund der anatomischen Ähnlichkeit zwischen sich verzweigenden Blutgefäßen und den Bronchialbäumen ist eine Ausweitung des Verfahrens für die deformierbare Registrierung der Lunge denkbar. Eine sehr interessante Arbeit zu diesem Thema stammt von Uneri et al. [UNS⁺12], in der ein landmarkenbasierter Ansatz basierend auf den Verzweigungen der Bronchien mit der modellbasierten Registrierung der Lungenoberfläche und der bildbasierten Registrierung von Cone-Beam-Computertomographievolumen kombiniert wurde.

Neben der Verwendung für die multimodale Registrierung von präoperativen CT- und intraoperativen Ultraschallbilddaten eignen sich die entwickelten Methoden für die Landmarkenverfeinerung und die Deformationsberechnung natürlich auch für die monomodale CT-Registrierung zur Verlaufskontrolle von Therapien.

Tracking Neben dem Tracking des meist starren Videoendoskops während laparoskopischer Eingriffe ist mit dem verwendeten elektromagnetischen Trackingsystem auch die Lageverfolgung von flexiblen Endoskopen möglich. Hierzu wird der miniaturisierte Trackingsensor über den Arbeitskanal des Endoskops bis in dessen Spitze vorgeschoben. Auf diese Weise ist die Position und Blickrichtung des Endoskops jederzeit bekannt und die Visualisierung mithilfe der erweiterten Realität kann auch in anderen Anwendungsgebieten wie z. B. der NOTES (Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery) Chirurgie oder der Gastroskopie sowie der Bronchoskopie umgesetzt werden. Insbesondere in der Kombination mit der Endosonographie ergeben sich auf diese Weise neue Anwendungsmöglichkeiten für die intraoperative Navigation.

7. Zusammenfassung und Ausblick

Visualisierung Aufgrund der oben genannten Vorteile für den Patienten werden immer mehr Tumorresektionen an der Leber laparoskopisch durchgeführt. Aus diesem Grund ist die Kombination der gefäßbasierten Registrierung mit dem Tumorttracking und einer anschließenden permanenten Tumorvisualisierung im Videobild ein naheliegendes Anwendungsszenario. Auch in den Kliniken, mit denen im Laufe der Arbeit kooperiert wurde, existiert ein großes Interesse an diesem Thema, da die Anforderungen an den Chirurgen während einer laparoskopisch durchgeführten partiellen Hepatektomie mindestens genau so groß, wenn nicht sogar größer, sind als bei der partiellen Nephrektomie. Eine Markierung des Tumors und dessen Verfolgung und Visualisierung während der Resektion ist daher von großer Bedeutung.

Ein weiteres Anwendungsgebiet für die intraoperative Visualisierung ist die Bronchoskopie. Eine gute Grundlage für solch eine Anwendung bietet die Arbeit von Steger und Hoßbach [SH12]. Durch das oben erwähnte Tracking des flexiblen Endoskops könnte dem Arzt, nach einer erfolgten Registrierung, der Tumor als Ziel im Videobild visualisiert werden. Auch die Visualisierung des Pfades durch die Bronchien ist denkbar. Dies würde es dem Arzt erleichtern, die richtigen Abzweige zu wählen und so zum Tumor zu navigieren.

A. Vesselness

Die Vesselness oder auch Gefäßartigkeit wird durch eine Analyse der zweiten Ableitungen der Bildinformation ermittelt. Die zweiten partiellen Ableitungen können über die Berechnung der Hesse-Matrix lokal bestimmt werden. Sei

$$f : \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R} \quad (\text{A.1})$$

eine zweimal stetig differenzierbare Funktion. Die Hesse-Matrix der Funktion f am Punkt $x = (x_1, x_2, \dots, x_n)$ ist definiert als

$$\begin{aligned} H(f)(x) = H(f) &= \left(\frac{\partial^2 f}{\partial x_i \partial x_j} \right)_{i,j=1,\dots,n} \\ &= \begin{pmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_2} & \cdots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_n} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x_2 \partial x_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_2 \partial x_2} & \cdots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_2 \partial x_n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x_n \partial x_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_n \partial x_2} & \cdots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_n \partial x_n} \end{pmatrix}. \end{aligned} \quad (\text{A.2})$$

Mit $\frac{\partial^2 f}{\partial x_i \partial x_j}$ werden hierbei die zweiten partiellen Ableitungen bezeichnet. Nimmt man die Bildintensität I des Ultraschallvolumens als Funktion im \mathbb{R}^3 an, so ergibt sich

$$H(f) = \begin{pmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{yx} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{zx} & I_{zy} & I_{zz} \end{pmatrix}, \quad (\text{A.3})$$

wobei $I_{xx}, I_{xy}, \dots, I_{zz}$ die zweiten partiellen Ableitungen der Bildintensitäten repräsentieren. Somit ist die Hesse-Matrix eine Struktur zweiten Grades, welche die lokalen Grauwertgradienten im Bild beschreibt. Mithilfe der Eigenwertanalyse ist es möglich, aus der Hesse-Matrix die Eigenwerte $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ und die dazugehörigen Eigenvektoren e_1, e_2, e_3 zu bestimmen, wobei $(\lambda_1 > \lambda_2 > \lambda_3)$. Sato et al. beschreiben ihre Vesselness-Funktion über eben diese Eigenwerte als

$$L = f(\lambda_1, \lambda_c) \times \lambda_c, \quad (\text{A.4})$$

wobei $\lambda_c = \min(-\lambda_2, -\lambda_3) = -\lambda_2$. Um tubuläre Strukturen von Klecksen und flächigen Strukturen zu unterscheiden, ist die Vesselness wie folgt definiert

$$f(\lambda_1, \lambda_c) = \begin{cases} e^{-\frac{\lambda_1^2}{2(\alpha_1 \lambda_c)^2}} & \lambda_1 \leq 0, \lambda_c \neq 0 \\ e^{-\frac{\lambda_1^2}{2(\alpha_2 \lambda_c)^2}} & \lambda_1 > 0, \lambda_c \neq 0 \\ 0 & \lambda_c = 0 \end{cases}, \quad (\text{A.5})$$

wobei $\alpha_1 < \alpha_2$. Für die Berechnung der Vesselness werden die von Sato et al. vorgeschlagenen Standardwerte $\alpha_1 = 0,5$ und $\alpha_2 = 2,0$ verwendet. Die Unterschiede in der Verteilung der Eigenwerte für einzelne Strukturen werden in Abbildung A.1 noch einmal verdeutlicht.

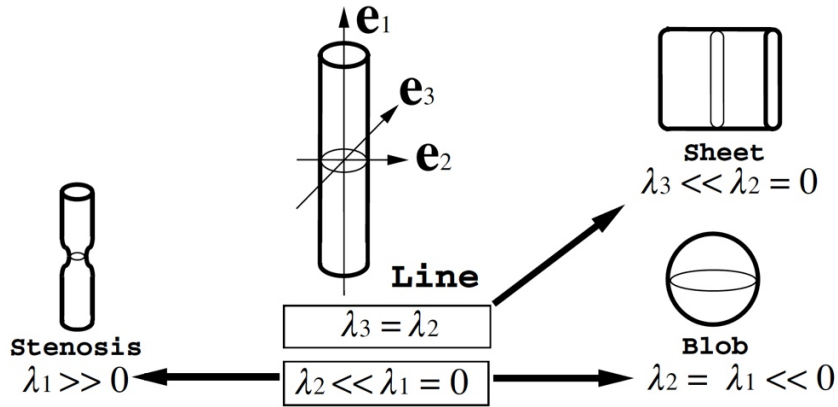


Abbildung A.1.: Zustand der Eigenwerte $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ der drei Eigenvektoren e_1, e_2, e_3 bei unterschiedlichen Strukturen im Bild. Quelle: [Sat05]

Da die berechneten Ableitungen nur bei Objekten einer bestimmten Größe zu hohen Werten der Vesselness-Funktion führen und die Bilddaten gegebenenfalls noch Artefakte wie z. B. Lücken in den tubulären Strukturen aufweisen, erfolgt die Berechnung in Form eines Multiskalenansatzes. Hierzu werden bei der Berechnung der Ableitungen die Bilddaten mit Gauß-Kernen unterschiedlicher Standardabweichungen gefaltet. Somit ergibt sich für die partiellen Ableitungen in Gleichung (A.3)

$$I_{xx} = \left(\sigma^2 \times \frac{\partial^2}{\partial x^2} G(x, y, z; \sigma) \right) \star I(x, y, z), \quad (\text{A.6})$$

wobei \star eine Faltung und $G(x, y, z; \sigma)$ eine isotrope Gauß-Funktion der Form

$$G(x, y, z; \sigma) = \frac{1}{(\sigma\sqrt{2\pi})^3} \cdot e^{-\frac{1}{2} \frac{(x^2+y^2+z^2)}{\sigma^2}} \quad (\text{A.7})$$

mit der Standardabweichung σ ist.

B. Horns Methode

Das Ziel von Horns Methode [Hor87] ist die direkte Berechnung der sieben Parameter einer rigiden Transformation (Translation, Rotation und Skalierung) zwischen zwei Punktemengen mit bekannten bijektiven Korrespondenzen. Die gesuchte Rotation wird über Einheitsquaternionen repräsentiert, die Skalierung ist ein Skalarwert und die Translation ein Vektor.

Ein Einheitsquaternion $q = q_0 + iq_x + jq_y + kq_z$ kann als Vektor repräsentiert werden, welcher sich aus drei komplexen Teilen q_x, q_y, q_z und einem Realteil q_0 zusammensetzt. Die Notation sei $q = (q_0, q_x, q_y, q_z)$. Die Rotation, die das Quaternion beschreibt, ist durch eine Achse im dreidimensionalen Raum in Form eines Einheitsvektors (X, Y, Z) und den Rotationswinkel α in Radian um diese Achse angegeben. Die Komponenten des Quaternions sind dabei wie folgt aufgebaut:

$$\begin{aligned} q_x &= X \cdot \sin(\alpha/2) \\ q_y &= Y \cdot \sin(\alpha/2) \\ q_z &= Z \cdot \sin(\alpha/2) \\ q_0 &= \cos(\alpha/2). \end{aligned} \tag{B.1}$$

Für die Bestimmung der rigiden Transformation werden die folgenden Schritte ausgeführt. Zunächst werden die Schwerpunkte der beiden Punktemengen im euklidischen Raum

$$\bar{p}_{CT} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n p_{CT,i}, \quad \bar{p}_{US} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n p_{US,i} \tag{B.2}$$

bestimmt, wobei $p = (x, y, z)$. Diese werden von allen Punkten im jeweiligen Koordinatensystem subtrahiert. Somit werden alle Punkte über ihre relative Position zu den jeweiligen Schwerpunkten repräsentiert. Sei

$$p'_{CT,i} = p_{CT,i} - \bar{p}_{CT}, \quad p'_{US,i} = p_{US,i} - \bar{p}_{US} \tag{B.3}$$

mit $i = 1, \dots, n$.

Horn hat in seiner Arbeit gezeigt, dass die Skalierung s unabhängig von der Rotation und Translation aus diesen relativen Punkten über die Formel

$$s = \left(\frac{\sum_{i=1}^n \|p'_{US,i}\|^2}{\sum_{i=1}^n \|p'_{CT,i}\|^2} \right)^{\frac{1}{2}} \tag{B.4}$$

berechnet werden kann. An dieser Stelle sei noch einmal angemerkt, dass die Skalierung im Falle der rigiden Registrierung von Bilddaten eines Patienten vernachlässigt werden kann.

Für die Berechnung der Translation folgt aus Gleichung (4.3), dass diese als die Differenz der skalierten und rotierten Schwerpunkte \bar{p}_{CT} und \bar{p}_{US} definiert ist.

$$t = \bar{p}_{US} - sR(\bar{p}_{CT}) \tag{B.5}$$

Aus diesem Grund muss zunächst das Quaternion, welches die Rotation beschreibt, bestimmt werden.

Für jedes Koordinatenpaar werden dazu alle neun möglichen Kombinationen

$$x'_{CT}x'_{US}, x'_{CT}y'_{US}, \dots, z'_{CT}z'_{US}$$

der Produkte der Punktkomponenten berechnet. Diese summiert man nach dem Schema

$$S_{xx} = \sum_{i=1}^n x'_{CT,i}x'_{US,i}, \quad S_{xy} = \sum_{i=1}^n x'_{CT,i}y'_{US,i} \quad (B.6)$$

und so weiter auf und erhält $S_{xx}, S_{xy}, \dots, S_{zz}$. Diese Summen werden als Summen und Differenzen in einer 4×4 Matrix N angeordnet:

$$N = \begin{bmatrix} (S_{xx} + S_{yy} + S_{zz}) & S_{yz} - S_{zy} & S_{zx} - S_{xz} & S_{xy} - S_{yx} \\ S_{yz} - S_{zy} & (S_{xx} - S_{yy} - S_{zz}) & S_{xy} + S_{yx} & S_{zx} + S_{xz} \\ S_{zx} - S_{xz} & S_{xy} + S_{yx} & (-S_{xx} + S_{yy} - S_{zz}) & S_{yz} + S_{zy} \\ S_{xy} - S_{yx} & S_{zx} + S_{xz} & S_{yz} + S_{zy} & (-S_{xx} - S_{yy} + S_{zz}) \end{bmatrix}. \quad (B.7)$$

Die Herleitung folgt hierbei aus den Regeln der Rotation von Punktvektoren mithilfe von Quaternionen. Die Matrix N beschreibt das gesuchte Optimum der Punktrotation aller CT-Punkte zu ihren korrespondierenden Punkten aus dem Ultraschall.

Mithilfe des iterativen Jacobi-Verfahrens können die Eigenwerte und Eigenvektoren der Matrix N numerisch bestimmt werden. Hierbei wird in jeder Iteration versucht, das Außerdiagonalelement mit dem größten Betrag durch eine Givens-Rotation auf 0 zu bringen. Dabei nähert sich die Matrix N immer mehr einer Diagonalmatrix an. Ist dies erreicht, so sind die Einträge auf der Hauptdiagonalen die Eigenwerte der Matrix.

$$D = \text{diag}(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4) \quad (B.8)$$

Die jeweiligen kanonischen Einheitsvektoren sind die entsprechenden Eigenvektoren. Der Eigenvektor mit dem größten Eigenwert beschreibt die Rotation, da das gesuchte Quaternion ein Einheitsvektor in eben dieser Richtung ist.

Die Überführung des resultierenden Einheitsquaternions in eine 3×3 Rotationsmatrix erfolgt mit der folgenden Rechenvorschrift

$$R = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_x^2 - q_y^2 - q_z^2 & 2 \cdot (q_x q_y - q_0 q_z) & 2 \cdot (q_x q_z + q_0 q_y) \\ 2 \cdot (q_x q_y + q_0 q_z) & q_0^2 - q_x^2 + q_y^2 - q_z^2 & 2 \cdot (q_y q_z - q_0 q_x) \\ 2 \cdot (q_x q_z - q_0 q_y) & 2 \cdot (q_y q_z + q_0 q_x) & q_0^2 - q_x^2 - q_y^2 + q_z^2 \end{bmatrix}. \quad (B.9)$$

Mithilfe dieser Rotationsmatrix und den berechneten Schwerpunkten aus Gleichung (B.2) kann mit der Gleichung (B.5) die Translation berechnet werden.

Die beschriebene rigide Registrierung minimiert den mittleren Euklidischen Abstand \bar{d} zwischen den korrespondierenden Punktpaaren der beiden Punktmengen aus dem CT und Ultraschall. Der Euklidische Abstand d zwischen einem korrespondierenden Punktpaar im \mathbb{R}^3 ist über die Euklidische Norm

$$\begin{aligned} d(p_{US,i}, p_{CT,i}) &= \|p_{US,i} - p_{CT,i}\| \\ &= \sqrt{(x_{US,i} - x_{CT,i})^2 + (y_{US,i} - y_{CT,i})^2 + (z_{US,i} - z_{CT,i})^2} \end{aligned} \quad (B.10)$$

mit $i = 1, \dots, n$ definiert. Somit ergibt sich für den mittleren Euklidischen Abstand

$$\bar{d}(p_{US}, p_{CT}) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d(p_{US,i}, p_{CT,i}). \quad (B.11)$$

C. Deformationsberechnung mit Splines

Im Rahmen dieser Arbeit wurden zwei unterschiedliche Arten von Splines für die Deformationsberechnung verwendet. Dies sind zum einen Thin-Plate-Splines (TPS) und zum anderen die Elastic-Body-Splines (EBS).

Bookstein verwendete die Thin-Plate-Splines, welche eigentlich für die Anwendung beim Design von Flugzeugen entwickelt wurden, für die Registrierung von medizinischen Bilddaten [Boo89]. Die TPS beruhen auf der Vorstellung eine unendlich dünne Metallplatte durch Kräfte an einigen Punkten so zu deformieren, dass die Spline genau durch eben diese Stützstellen verläuft und zwischen ihnen interpoliert. Die wirkenden Kräfte resultieren aus den Verschiebungsvektoren \vec{d}_i an den n Stützstellen.

C.1. Von Thin-Plate-Splines zu Elastic-Body-Splines

Um die Interpolation besser an die physikalischen Gewebeeigenschaften anzupassen, haben Davis et al. in [DKFH97] die Elastic-Body-Splines (EBS) eingeführt. Diese beruhen auf der Grundidee der TPS, allerdings wurde die Art und Weise, wie die Kräfte die Spline beeinflussen, angepasst. Hierfür greifen Davis et al. auf die Navier-Stokes-Gleichungen [Ari89], insbesondere den Impulssatz für kompressible Fluide, zurück, welcher das Verhalten eines homogenen isotropen elastischen Körpers beschreibt, wenn auf diesen Drücke wirken.

Die von Davis et al. für die Elastic-Body-Splines (EBS) verwendete Navier-Gleichung beschreibt das Gleichgewicht zwischen der wirkenden Kraft und der Deformation über eine Differentialgleichung

$$\vec{f}(\vec{x}) = \mu \nabla^2 \vec{u}(\vec{x}) + (\mu + \lambda) \nabla [\nabla \cdot \vec{u}(\vec{x})], \quad (\text{C.1})$$

wobei $\vec{u}(\vec{x})$ die Verschiebung eines Punktes von seiner ursprünglichen Position \vec{x} (vor dem Einwirken der Kraft) beschreibt, ∇^2 der Laplace Operator und ∇ der Gradient ist. $\nabla \cdot \vec{u}(\vec{x})$ ist die Divergenz der Verschiebung $\vec{u}(\vec{x})$ und $\vec{f}(\vec{x})$ ist das Kräftefeld, welches auf den Körper einwirkt. $\mu > 0$ und λ sind die Lamé Koeffizienten und beschreiben die physikalischen Eigenschaften des elastischen Materials.

Neben der Verwendung der Navier-Stokes-Gleichungen schlugen Davis et al. weiterhin vor, die wirkenden Kräfte zu glätten und nicht wie im Falle der Thin-Plate-Splines (TPS) als Punktkräfte wirken zu lassen, da diese wie eine Nadel in das elastische Material eindringen würden. Die Kräfte sollten sich eher im Körper verteilen und eine glatte Deformation bewirken. Dies wird erreicht, indem die Kraft

$$\vec{f}(\vec{x}) = \vec{c}r(\vec{x}) \quad (\text{C.2})$$

über eine radiale Funktion

$$\begin{aligned} r(\vec{x}) &= \|\vec{x}\| \\ &= \sqrt{x_1^2 + x_2^2 + x_3^2} \end{aligned} \quad (\text{C.3})$$

und den Koeffizienzvektor

$$\vec{c} = [c_1 c_2 c_3]^T$$

verteilt wird. Die Berechnung der Verschiebung $\vec{u}(\vec{x})$ eines Punktes \vec{x} erfolgt unter Verwendung der Navier-Stokes-Gleichungen (C.1) und den geglätteten Kräften (C.2) über die Funktion

$$\vec{u}(\vec{x}) = \mathbf{G}(\vec{x}) \vec{c} \quad (\text{C.4})$$

wobei \mathbf{G} eine 3×3 Matrix ist, welche das Verhalten der Spline in der Umgebung um einen gegebenen Punkt \vec{x} beschreibt und die im Falle der EBS wie folgt berechnet wird

$$\mathbf{G}(\vec{x}) = \left[\alpha r(\vec{x})^2 \mathbf{I} - 3\vec{x}\vec{x}^T \right] r(\vec{x}). \quad (\text{C.5})$$

Hierbei sind \mathbf{I} die 3×3 Identitätsmatrix, $\vec{x}\vec{x}^T$ das äußere Produkt und

$$\alpha = 12(1 - \nu) - 1 \quad (\text{C.6})$$

mit der Poissonzahl

$$\nu = \lambda / [2(\lambda + \mu)]. \quad (\text{C.7})$$

Sowohl die EBS von Davis et al. als auch die von Bookstein verwendeten TPS sind Beispiele der generalisierten Splines. Der Unterschied zeigt sich in der verwendeten Matrix \mathbf{G} , welche im Falle der TPS die Form

$$\mathbf{G}(\vec{x}) = r(\vec{x}) \mathbf{I} \quad (\text{C.8})$$

hat. Im Vergleich mit Gleichung (C.5) sind die für die Berechnung der Navier-Stokes-Gleichungen notwendigen Komponenten erkennbar.

Mit der Matrix \mathbf{G} lässt sich die Deformation an einer der beliebigen Position \vec{x} bestimmen, wenn der Koeffizienzvektor \vec{c} bekannt ist.

C.2. Berechnung der Deformation mit generalisierten Splines

Die Berechnung des Deformationsfeldes durch die Spline ist eine Linearkombination von verschobenen Splines für jede der n Landmarken aus der Verfeinerung in der Form

$$\vec{d}(\vec{x}) = \sum_{i=1}^n \mathbf{G}(\vec{x} - p_{CT,i}) \vec{c}_i + \mathbf{A}\vec{x} + \vec{b}, \quad (\text{C.9})$$

wobei $\mathbf{A}\vec{x} + \vec{b}$ der affine Teil der EBS ist. \mathbf{A} ist dabei eine 3×3 Matrix mit den drei Spaltenvektoren \vec{a}_j mit $j = 1, 2, 3$ und \vec{b} ein Translationsvektor. Um das Deformationsfeld zu berechnen, sind demnach der Koeffizienzvektor \vec{c} , und der affine Teil der EBS gesucht.

Das Gleichungssystem kann auf einfache Weise in Form von Vektoren und Matrizen dargestellt werden. Über einen Vektor \mathbf{W} lassen sich die gesuchten $3n + 12$ Koeffizienten der EBS in der Form

$$\mathbf{W} = \left[\vec{c}_1^T \quad \vec{c}_2^T \quad \cdots \quad \vec{c}_n^T \quad \vec{a}_1^T \quad \vec{a}_2^T \quad \vec{a}_3^T \quad \vec{b}^T \right]^T \quad (\text{C.10})$$

beschreiben. Daneben wird ein weiterer Vektor \mathbf{Y} definiert, welcher die bekannten Verschiebungsvektoren für die n Landmarken aus der Verfeinerung beinhaltet

$$\mathbf{Y} = \begin{bmatrix} \vec{d}_1^T & \vec{d}_2^T & \cdots & \vec{d}_n^T & \mathbf{O}_1^T \end{bmatrix}^T. \quad (\text{C.11})$$

Dieser wird mit dem Nullvektor \mathbf{O}_1 zu einer Länge von $3n + 12$ aufgefüllt.

Das Gleichungssystem ergibt sich aus der Formel

$$\mathbf{W} = \mathbf{L}^{-1}\mathbf{Y}, \quad (\text{C.12})$$

wobei \mathbf{L} eine $(3n + 12) \times (3n + 12)$ Matrix mit den fehlenden Teilen des Gleichungssystems ist, welche die Spline Basis Funktion anhand der bekannten Stützstellen beschreiben. Die Matrix \mathbf{L} ist wie folgt aufgebaut

$$\mathbf{L} = \begin{bmatrix} \mathbf{K} & \mathbf{P} \\ \mathbf{P}^T & \mathbf{O}_2 \end{bmatrix} \quad (\text{C.13})$$

mit

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} \mathbf{G}(\vec{s}_{11}) & \mathbf{G}(\vec{s}_{12}) & \cdots & \mathbf{G}(\vec{s}_{1n}) \\ \mathbf{G}(\vec{s}_{21}) & \mathbf{G}(\vec{s}_{22}) & \cdots & \mathbf{G}(\vec{s}_{2n}) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \mathbf{G}(\vec{s}_{n1}) & \mathbf{G}(\vec{s}_{n2}) & \cdots & \mathbf{G}(\vec{s}_{nn}) \end{bmatrix} \quad (\text{C.14})$$

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} x_{CT,1}\mathbf{I} & y_{CT,1}\mathbf{I} & z_{CT,1}\mathbf{I} & \mathbf{I} \\ x_{CT,2}\mathbf{I} & y_{CT,2}\mathbf{I} & z_{CT,2}\mathbf{I} & \mathbf{I} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_{CT,n}\mathbf{I} & y_{CT,n}\mathbf{I} & z_{CT,n}\mathbf{I} & \mathbf{I} \end{bmatrix}. \quad (\text{C.15})$$

\mathbf{O}_2 ist eine 12×12 Matrix von Nullen, \mathbf{K} eine $3n \times 3n$ und \mathbf{P} eine $3n \times 12$ Matrix. \mathbf{G} wird auf den Vektoren \vec{s} ausgewertet, wobei

$$\vec{s}_{ij} = p_{CT,i} - p_{CT,j} \quad (\text{C.16})$$

der Abstandsvektor zwischen den einzelnen bekannten Landmarken ist.

Das resultierende Gleichungssystem kann über eine Singulärwertzerlegung nach den einzelnen Spline-Koeffizienten im Vektor \mathbf{W} gelöst werden.

C.3. Approximation mit generalisierten Splines

Für die in Abschnitt 4.2.2.6 vorgeschlagene Erweiterung der TPS und EBS zur Steigerung der Robustheit gegenüber Fehlern bei der Stützpunktbestimmung muss der Steifheitsparameter λ nur auf die Hauptdiagonale der Matrix \mathbf{K} addiert werden. Somit ergibt sich

$$\mathbf{K} = \mathbf{K} + \lambda\mathbf{I}, \quad (\text{C.17})$$

was leicht in Gleichung (C.14) integriert werden kann.

D. Phantome für die Ultraschall-Elastographiebildgebung

D.1. Ex-vivo Phantome aus Schweinenieren

In der klinischen Routine werden vor Eingriffen an der Niere kontrastverstärkte CTs zu mehreren Zeitpunkten nach Kontrastmittelgabe angefertigt. Hierdurch ist es möglich, unterschiedliche Informationen abzubilden, woraus sich für den Arzt ein Gesamtbild über den Zustand der Niere ergibt. Die erste Aufnahme erfolgt ein paar Minuten nach der arteriellen Kontrastmittelgabe. Diese „frühe Phase“ hebt die Nierenrinde hervor, welche durch das arterielle Blut versorgt wird. Nach ein paar weiteren Minuten hat sich das Kontrastmittel im Sammelssystem verteilt und es erfolgen Aufnahmen in der „verzögerten Phase“, welche die Nierenkelche hervorhebt. Es können weiterhin auch Zwischenaufnahmen erfolgen, welche das venöse Blutgefäßsystem der Niere hervorheben.

Daher wurde während der Anfertigung der Phantome das Ziel verfolgt, die Strukturen der Niere bei der Bildgebung im CT und im Ultraschall an die in-vivo Bedingungen echter Patienten anzupassen. Hierzu wurden Schweinenieren für die Herstellung der Phantome verwendet, da diese in ihrer Anatomie sehr den menschlichen Nieren ähneln.

Die Schweinenieren wurden kurz nach dem Tod der Tiere entfernt und gekühlt transportiert. Im Labor wurden an die Arterie und die Urethra der Nieren Zugänge angebracht, durch welche die Nieren zunächst mit einer Salzlösung gespült wurden. Über die gleichen Zugänge wurde dann auch CT-Kontrastmittel eingespritzt. Als Kontrastmittel diente eine 5 % Suspension von Titanoxidpulver ($5\ \mu\text{m}$) in Agarlösung. Eingebracht in die Niere verteilt sich das Kontrastmittel innerhalb der arteriellen Gefäße und dem Sammelbecken. Dies erhöht die Ähnlichkeit der Niere im CT im Vergleich zu einer Patientenniere unter Kontrastmittelgabe (vergleiche Abbildung 4.6 auf Seite 66 und Abbildung D.1b).

Anschließend wurde das Phantom zur Stabilisierung in einem Block aus Schweinegelatine eingegossen. Dies erlaubt sowohl den Transport des Phantoms als auch die Bildgebung im CT und im Ultraschall. Das fertige ex-vivo Nierenphantom ist in Abbildung D.1a zu sehen.

Im Laufe der Entwicklung und Evaluation der Verfahren wurden mehrere solcher Phantome hergestellt. In einigen Varianten des Phantoms wurde auf die Kontrastmittelgabe in die Gefäße und die Urethra verzichtet. Ein Grund hierfür war die Tatsache, dass bei der Schlachtung der Tiere die Gefäße oftmals entfernt wurden und ein Anschluss der Zugänge nicht möglich war. In einen Teil der Phantome wurden künstliche Marker, sogenannte Fiducials eingebracht, indem Kromopan 100 (Hauptbestandteil Alginsäure, auch Algin genannt), hergestellt von der Firma LASCOD S.p.A., Florenz, Italien, um das Phantom herum in die Gelatine gespritzt wurde. Diese Marker konnten nach der rigiden Registrierung dazu verwendet werden, um visuell zu entscheiden, ob die Registrierung erfolgreich war. In den ex-vivo Phantomen konnten Tumore auf zweierlei Weise simuliert werden. Zum einen durch die thermale Ablation von Nierengewebe und zum anderen durch die Injektion von Algin. Die Ablation ließ sich hierbei besser kontrollieren und führte im Ultraschall-B-Mode-Bild zu visuell besseren Ergebnissen. Beide Arten von simulierten Tumoren wiesen ähnliche physikalische Materialeigenschaften wie echte Tumore auf, da sie härter waren als das umgebende gesunde Gewebe. Dies ist vor allem für die Elastographiebildgebung interessant.

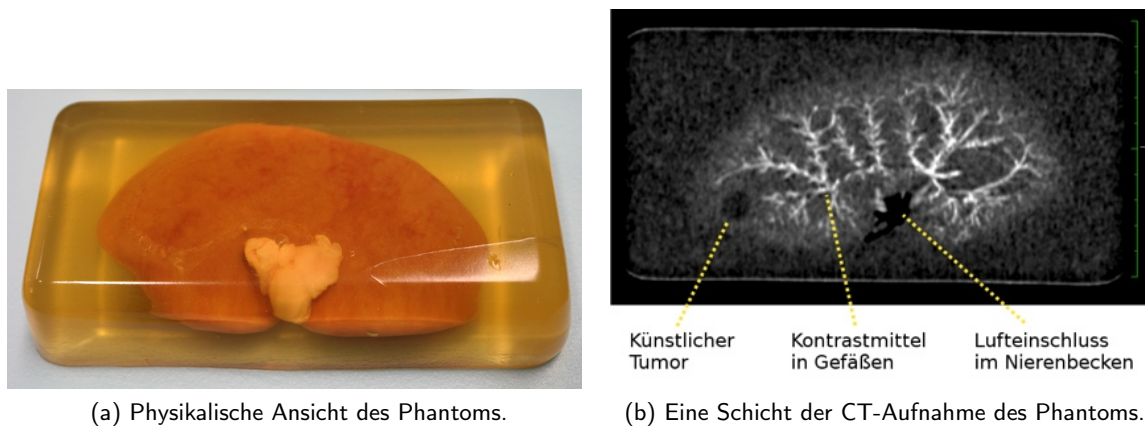


Abbildung D.1.: Nierenphantom aus ex-vivo Schweinenieren in einem Gelatineblock. Quelle: [SKS⁺10]

Es ist festzuhalten, dass die Phantome für die Evaluation teilweise ungeeignet waren. Obwohl die Abbildungseigenschaften sowohl für die Elastographie als auch für die Aufnahme von B-Mode-Volumen sehr gut waren, war es schwierig, die Phantome im CT mit geeignetem Kontrast aufzunehmen. Weiterhin muss beachtet werden, dass die Phantome im B-Mode-Bild sehr gut von der umgebenden Gelatine unterschieden werden können. Im Elastographiebild und im CT fällt diese Unterscheidung schwerer.

Für die Elastographiebildung war wichtig, dass die Geometrie des Phantoms relativ stabil war. Trotz der Bewegung des Schallkopfes fanden kaum Deformationen des Phantoms statt. Weiterhin ist für die Elastographiebildung zu beachten, dass in-vivo Eigenschaften des Gewebes, wie die Perfusion der Gefäße und der Zellinnendruck, in den Phantomen nicht abgebildet werden konnten.

Nichtsdestotrotz spiegeln die Phantome den in-vivo Fall bei der intraoperativen Bildgebung durch ihre Geometrie und die im Inneren der Niere sichtbaren anatomischen Merkmale hinreichend genau wider.

D.2. Künstliche Phantome

Diese Phantome basieren auf dem Ultraschalltrainingsphantom Modell 056 der Firma CIRS Inc., Norfolk, VA, USA und wurden auch von dieser hergestellt. Abbildung D.2 zeigt dieses Phantom, welches von einem transparenten, echofreien, wasserbasierten Gel umgeben ist.

Das Design dieser „Hopkins Nierenphantome“ basiert auf den Erfahrungen im Umgang mit echten Nieren und der Darstellung von Läsionen im CT-, B-Mode- und Elastographiebild. So wurde bei der Spezifikation der Phantome darauf geachtet, dass sie zwei Läsionen unterschiedlicher Größe und unterschiedlicher Festigkeit beinhalteten. Die Festigkeit der Läsionen war dabei wesentlich höher als die des umgebenden Gewebes. Eine der Läsionen war isoechogen, d. h. sie ist im Ultraschall-B-Mode-Bild nicht vom umgebenden Gewebe zu unterscheiden und kann nur im CT und mithilfe der Elastographie abgebildet werden. Die Läsionen wurden im Phantom rot eingefärbt. Zusätzlich wurde auch der Sicherheitsrand um jeden Tumor farblich grün markiert. Die physikalischen Materialeigenschaften des Sicherheitsrandes unterschieden sich allerdings nicht vom umliegenden Nierengewebe, so dass der Rand in der Bildgebung nicht sichtbar war. Dies erlaubt es, während und nach der Resektion des Tumors, die Visualisierung des Sicherheitsrandes und des Tumors mit der tatsächlichen Größe zu vergleichen.



Abbildung D.2.: Nierenphantom Modell 056 der Firma CIRS Inc.. Quelle: <http://www.cirsinc.com/products/modality/81/kidney-training-phantom/>

D.3. Ultraschallbildgebung

Zu Beginn der Arbeit erfolgten die ersten Aufnahmen der Ultraschallbilddaten mit einem ACUSON Antares Ultraschallgerät der Firma Siemens Medical Solutions, USA, wobei die lineare Schallsonde VF13-5 zum Einsatz kam. Die Schallbilder wurden mit einer Tiefe von 6 cm und einer Pixelauflösung von 0,1132 mm aufgezeichnet. Siemens stellt für das Ultraschallgerät zu wissenschaftlichen Zwecken eine spezielle Schnittstelle (User-Research-Interface) zur Verfügung, welche während der Aufnahme Zugriff auf die Rohdaten, auch RF-Daten genannt, bietet. Weiterhin besteht auf dem Ultraschallgerät mit der Software eSie Touch™ die Möglichkeit, Elastographieaufnahmen in Echtzeit anzufertigen. Diese Elastographiedaten können jedoch nur als Video abgespeichert werden, was einen Nachteil des Systems darstellt.

Da zu diesem Zeitpunkt der Arbeit noch keine Freihandaufnahmen möglich waren, kam für die Rekonstruktion von dreidimensionalen Ultraschallvolumen ein Roboter mit drei Freiheitsgraden (Modell DMC-21x3 der Firma Galil Motion Control, Rocklin, Kalifornien, USA) zum Einsatz. Dieser erreicht eine Repositionierungsgenauigkeit von $< 0,01$ mm. Am beweglichen Arm des Roboters wurde die Schallsonde mit einer speziellen Halterung befestigt. Abbildung D.3 zeigt den Aufbau des Systems. Die Sonde wurde dann über das Phantom hinweg bewegt, wobei alle 2 mm eine Aufnahme eines B-Mode-Bildes und Elastographievideos erfolgte. Aufgrund der geringen örtlichen Auflösung der Schallsonde entlang der Bewegungsrichtung (senkrecht zur Bildebene) ist diese Schrittweite ausreichend klein. An jeder Stelle wurden dabei fünf Kompressions-/Dekompressionszyklen durchgeführt. Hierfür wurde der Schallkopf jeweils vertikal um 3 mm bewegt, was in etwa einer Verformung von 5 % entspricht. Jeder Zyklus dauerte 2 Sekunden, wobei 16 Ultraschallbilder je Sekunde aufgezeichnet wurden.

Da im Elastographievideo die leichte Deformation des Phantoms, welche für die Elastographieberechnung notwendig ist, sichtbar ist, konnten aus dem Video für jeden der fünf Zyklen die Einzelbilder jeweils zum Zeitpunkt der Dekompression extrahiert werden. Das Elastographiebild mit der höchsten Qualität wurde dann für die Rekonstruktion des Ultraschallvolumens verwendet.

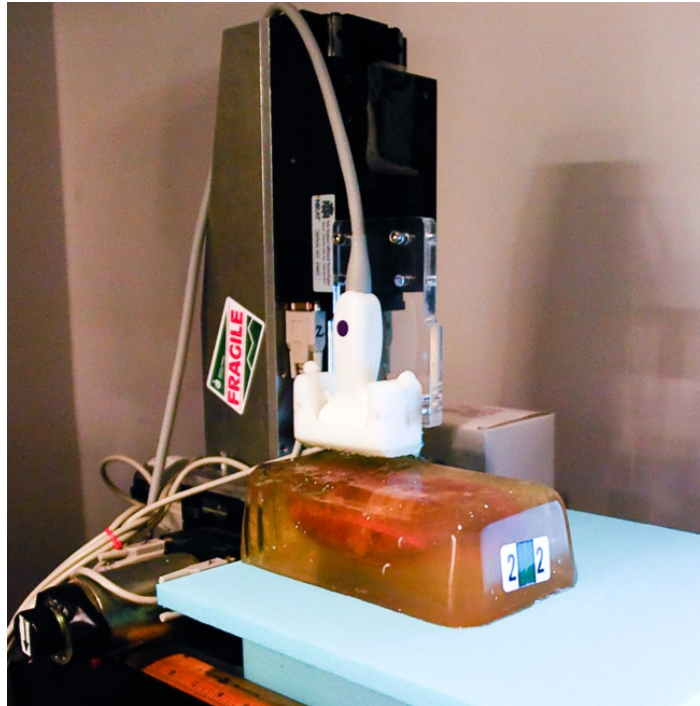


Abbildung D.3.: Robotergesteuerte Aufnahme von Volumendaten. Quelle: [KSW⁺09]

Für die spätere Freihandaufnahme der Volumen kam das Ultraschallgerät vom Typ Sonix RP/CEP des Herstellers Ultrasonix, Richmond, British Columbia, Canada in Kombination mit einem elektromagnetischen Trackingsystem (siehe Abschnitt 6.2.1.3) zum Einsatz. Dieses Ultraschallgerät findet in der Wissenschaft bei der Entwicklung neuer Ultraschalltechniken breite Verwendung. Ultrasonix unterstützt dies durch Schnittstellen sowohl für den Zugriff auf die original RF-Daten als auch auf die B-Mode-Bilddaten, welche auf dem Gerät erzeugt wurden.

Die Berechnung eigener Elastographiebilddaten mit dem von Deshmukh et al. [DRB09] beschriebenen Dynamic Programming Verfahren erfolgte dabei mit einer Bildfrequenz von 5 bis 10 Bildern pro Sekunde. Hierbei wurden die RF-Daten vom Ultraschallgerät über ein Netzwerk zum Arbeitsrechner übertragen und dort auf einer Tesla C1060 GPU von NVidia, Santa Clara, Californien, USA mit einer CUDATM Implementierung verarbeitet.

In beiden Fällen der Ultraschallaufnahme erfolgte die Rekonstruktion mit ca. 24 Bildern pro Sekunde unabhängig von der verwendeten Bildgebung. Die rekonstruierten Ultraschallvolumen hatten eine isotrope Voxelauflösung im Bereich von 1,0 mm bis 2,0 mm [SKS⁺10].

E. Optisches Tracking in der Chirurgie

E.1. Grundlagen des optischen Trackings

Den größten Teil der optischen Trackingsysteme machen die kamerabasierten Verfahren aus. Diese haben sich mittlerweile in vielen Bereichen der klinischen Intervention für das Tracking von Instrumenten über optische Marker etabliert. Neben diesem Ansatz wurden in der Literatur aber auch Methoden zum Tracking durch die ohnehin verwendete intraoperative Bildgebung beschrieben.

E.1.1. Stereokameras

Das optische Tracking kann durch die Verwendung eines Stereokamerasystems und aktiver oder passiver Marker auf dem zu trackenden Objekt eine hohe Wiederholungsrate und Genauigkeit erreichen. Die beiden Kameras des Trackingsystems sind auf einer Achse nebeneinander positioniert, so dass sich ihre Blickfelder zu großen Teilen überschneiden. Mithilfe der Epipolargeometrie ist es möglich, die Lage der Marker relativ zum Kamerakoordinatensystem zu bestimmen. Wenn die Geometrie der Marker am zu trackenden Objekt bekannt ist, so kann die Position und Lage des Objektes berechnet werden. Ein Beispiel für den Einsatz eines Stereokamera-Trackingsystems zeigt Abbildung E.1.

Das in der Chirurgie am häufigsten verwendete optische Trackingsystem ist das Polaris® Spectra® von Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada¹. Es ist bestens geeignet, um Werkzeuge und den Ultraschallkopf während einer offenen OP zu verfolgen und damit Navigationsinformationen zur Verfügung zu stellen, wie in Abbildung E.1 gezeigt.

¹<http://www.ndigital.com/medical/polarisfamily.php>

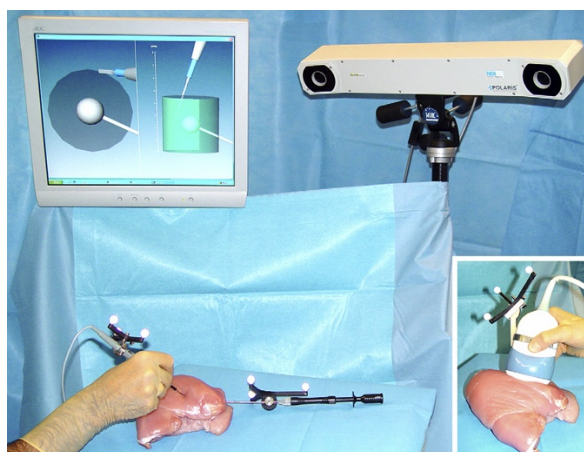


Abbildung E.1.: Das Stereokamerasystem des NDI Polaris® Spectra® erfasst zwei versetzte Bilder des Operationsraumes. Die Markierungen an den Instrumenten und dem Schallkopf werden detektiert und aus der bekannten Geometrie der Kameras und der Marker kann die Position und Orientierung eindeutig berechnet werden. Quelle: [CHE⁺08]

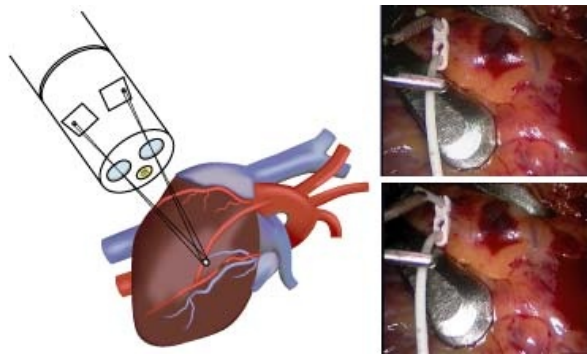


Abbildung E.2.: Stereoendoskop des *da Vinci* Telemanipulators. Dargestellt ist die Disparität zwischen dem linken und rechten Kamerabild durch welche ein Merkmal auf der Oberfläche auf unterschiedliche Punkte in den Kamerabildern abgebildet wird. Quelle: <http://ubimon.doc.ic.ac.uk/dvs/m289.html>

Optisches Tracking mithilfe von externen Stereokameras wird durch das sogenannte Line-Of-Sight-Problem limitiert. Verdeckungen durch Objekte zwischen dem zu trackenden Werkzeug oder Organ und der Kamera verursachen eine Unterbrechung des Trackings. Das optische Tracking ist aus diesem Grund auch auf die Oberfläche von Organen limitiert. Somit ist eine Positionsverfolgung gerade während minimalinvasiver Eingriffe oft nur sehr schwer möglich. Ein optisches Tracking im Inneren des Patienten ist aufgrund der beschränkten Platzverhältnisse und möglicher Verschmutzungen der Marker aussichtslos. Weiterhin werden laparoskopische Eingriffe bisher selten mit Stereokameras vorgenommen. Bei der Positionsverfolgung von chirurgischen Werkzeugen befinden sich die optischen Marker oft außerhalb des Körpers des Patienten. Die Deformationen des Werkzeugs durch den langen Schaft können hierbei nicht ausgeglichen sein. Bei beweglichen Werkzeugspitzen scheitert optisches Tracking gänzlich.

E.1.2. Endoskopische Stereokameras

In der roboterassistierten laparoskopischen Chirurgie mit dem *da Vinci* Telemanipulator von Intuitive Surgical Inc., Sunnyvale, California, USA² steht ein Stereoendoskop zur Verfügung, mit dem sich, wie in Abbildung E.2 gezeigt, die Entfernung von Objekten im Bild bestimmen lässt. Die Stereokamerabilder werden von Su et al. in [SVA⁺09] genutzt, um eine Tiefenkarte des Operationsgebietes anzufertigen. Auf diese Weise lassen sich Deformationen des Organs, hervorgerufen durch Tumore, die nahe an der Organoberfläche liegen, im Videobild verfolgen. Dies wiederum gibt Aufschluss darüber, wie sich der Tumor im Operationsgebiet bewegt (vgl. Abschnitt 6.1.3.1).

Stoyanov et al. haben in [SSPY10] ein System für die Stereorekonstruktion in der roboterassistierten Herzchirurgie präsentiert. Ausgehend von einzelnen mit hoher Sicherheit detektierten Merkmalen in den Bildern wird die Tiefenkarte über ein rekursives Verfahren über mehrere Bildpaare hinweg in unbekannte Regionen propagiert. Durch die Implementierung auf der Grafikkarte erlaubt diese Methode eine dreidimensionale Rekonstruktion des Operationsgebietes in Echtzeit. Hierdurch wird es möglich, die Bewegung des schlagenden Herzens während der Operation zu tracken und diese Information zu nutzen um z. B. die Zielregion im laparoskopischen Videobild wie mit einem Bildstabilisator zu fixieren.

Der Hauptnachteil des optischen Trackings durch Merkmalsextraktion ist die zeitliche Instabilität. Durch Fehler in der Detektion von Merkmalen in den Bildern und die Verwendung rekursiver Verfahren wie von Su et al. [SVA⁺09] und Stoyanov et al. [SSPY10] können sich über die Zeit

²http://www.intuitivesurgical.com/products/davinci_surgical_system/

Trackingfehler aufsummieren. Wie in Barandiaran et al. [BPG10] beschrieben, äußert sich dies zum einen als Drift des getrackten Objektes, wenn sich der Ursprung des globalen Koordinatensystems verschiebt und zum anderen als Zittern, wenn Fehler in der Berechnung der Kameraposition entstehen. Barandiaran et al. schlagen daher vor, das Tracking durch Detektion eines bekannten Objektes zu realisieren. Als Klassifikator der detektierten Merkmale wird eine abgewandelte Form der Entscheidungsbäume, der sogenannte Random Forest, genutzt.

E.1.3. Intraoperative Bildgebung

King et al. haben in [KBPH01] ein ultraschallbasiertes System zum Tracking der Leberbewegungen vorgestellt. Hierzu wurde ein patientenspezifisches statistisches Formmodell der Organoberfläche über den Atemzyklus erstellt und dieses permanent mit den intraoperativen Ultraschallbilddaten registriert.

Durch die fortschreitenden technologischen und algorithmischen Verbesserungen an Computertomographiegeräten und Cone-Beam-Computertomographiegeräten (CBCT) verringerten sich die Aufnahmezeiten für ein Volumen und die Strahlenbelastung für den Patienten in den vergangenen Jahren. Dies ermöglicht die Verwendung von dreidimensionaler CT-Bildgebung in der Therapie [Pom11]. Shekhar et al. verwenden in [SDB⁺10a] intraoperative CT-Aufnahmen mit sehr geringer Dosis, um diese mit präoperativen hochaufgelösten CT-Datensätzen deformierbar zu registrieren. Mithilfe dieser Methode können die Lageveränderungen und Deformationen auf den präoperativen Datensatz übertragen werden. Die hieraus generierten Volumenvisualisierungen werden anschließend in Form von erweiterter Realität im laparoskopischen Videobild angezeigt.

Während die Trackingsysteme, die endoskopische Kameras verwenden, mit einer Trackingfrequenz von 10 Hz [SVA⁺09] bis 15 Hz [SSPY10] die Verfolgung von Zielstrukturen in Echtzeit zulassen, sind die Verfahren, welche auf Ultraschall- oder CT-Bilddaten basieren, aufgrund der umfangreicheren Verarbeitung der Bilddaten, für einen klinischen Einsatz noch zu langsam. Auch wenn die Arbeit von King et al. [KBPH01] bereits aus dem Jahr 2001 stammt und die Implementierung nicht optimal war, so sind die angegebenen fünf Minuten Verarbeitungszeit für das Tracking viel zu lang. Shekhar et al. berichten in ihrer Arbeit [SDB⁺10a] über eine Registrierungszeit von 1,5 Minuten pro aufgenommenem intraoperativen CT.

E.2. Optisches Tracking von implantierten Landmarken

Eine Möglichkeit die Verarbeitungszeiten der Systeme zu verkürzen, ist die Implantation von künstlichen Landmarken. Die Suche nach solchen bekannten Objekten ist meist wesentlich einfacher als die Detektion von stabilen Merkmalen in der intraoperativen Bildgebung. Weiterhin ist im Vergleich zum merkmalsbasierten Tracking mit endoskopischen Kameras auch die zeitliche Stabilität gewährleistet.

E.2.1. Stereotaktische Rahmen

Für rigide Knochenstrukturen bietet sich die Verwendung von stereotaktischen Rahmen an. Diese werden fest mit dem Knochen verbunden und können über optische Marker mit Stereokameras getrackt werden. Da die Geometrie der Rahmen bekannt ist, kann die Position und Orientierung anatomischer Strukturen nach einer erfolgreichen Registrierung mit hoher Präzision verfolgt werden. Stereotaktische Rahmen finden hauptsächlich in der Knochenchirurgie an den Extremitäten und, wie in Abbildung E.3 gezeigt, am menschlichen Schädel Anwendung. Für das Tracking von



Abbildung E.3.: Stereotaktischer Rahmen für die Hirnchirurgie. Quelle: [GP08]

Weichgewebe ist diese Methode allerdings ungeeignet, da mit ihr die Deformationen des Gewebes nicht abgebildet werden können. Das Tracking wäre für eine verlässliche Navigation zu ungenau.

E.2.2. Marker im Weichgewebe

In der Literatur wurden bereits mehrere Systeme zum Tracking von Weichgewebe in der Chirurgie vorgestellt. Diese basieren auf Nadeln, welche als künstliche Landmarken am Organ befestigt werden.

Der erste Ansatz in diese Richtung stammt von Herline et al. [HSD⁺99]. Die Autoren beschreiben zwei Methoden zum Tracking der Leberbewegung. Zunächst wurde die Verschiebung der Leber nach der Gasinsufflation für die laparoskopische Chirurgie gemessen. Dies erfolgte anhand von Tierexperimenten mit Schweinen. Diesen wurden neun Marker, welche im CT sichtbar sind, auf die Leberoberfläche geklebt und in das Parenchym eingebracht. Zunächst wurden CT-Aufnahmen bei voller Einatmung angefertigt. Anschließend wurde der Bauchraum durch einen Trokar mit Gas befüllt und so ein Pneumoperitoneum erzeugt. Es erfolgte eine zweite CT-Aufnahme wieder bei voller Einatmung. Durch die Registrierung beider Volumen mithilfe von Mutual Information konnte die euklidische Distanz zwischen den neun Markern bestimmt werden. Hierbei ergab sich eine mittlere Bewegung der Marker um $2,5 \pm 1,4$ mm. Somit wurde gezeigt, dass die Leberbewegung nach Herbeiführung eines Pneumoperitoneums, aber ohne Mobilisierung der Leber, nur gering ausfällt.

Neben der Messung der Organbewegung in der laparoskopischen Chirurgie interessierte Herline et al. [HSD⁺99] auch die Bewegung der Leber verursacht durch die Atmung in der offenen Leberchirurgie. Hierzu wurden Experimente mit einem optischen Trackingsystem (siehe Abschnitt E.1.1) durchgeführt. Mithilfe eines Zeigergerätes mit Infrarotlicht emittierenden Dioden wurden drei natürliche Landmarken auf der Leberoberfläche eines menschlichen Patienten angefahren und über mehrere Atemzyklen getrackt, woraus sich eine sinusoidale Bewegung des Organs erkennen ließ. Die mittlere Bewegung der Leber während der Atmung betrug $10,3 \pm 2,5$ mm. Es bleibt festzuhalten, dass die Bewegungen, verursacht durch die Atmung, in der offenen Chirurgie wesentlich größer sind als in der laparoskopischen Chirurgie. Leider gehen die Autoren nicht darauf ein, inwieweit dies an den anatomischen Unterschieden zwischen Schweinen und Menschen liegt oder daher rührt, dass

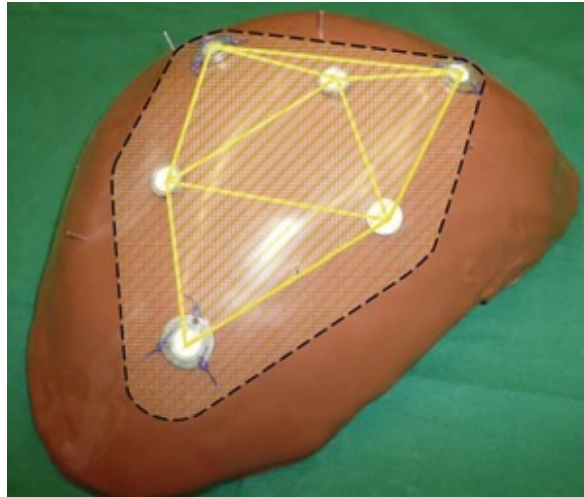


Abbildung E.4.: Implantierte Landmarken auf der Leberoberfläche bilden ein Dreiecksnetz (gelbe Linien), mit dem sich die Deformation der Organoberfläche innerhalb der grauen Region beschreiben lässt. Quelle: [MKL10]

die Leber für einen offenen Eingriff mobilisiert wird und somit nicht mehr so stark im Bauchraum fixiert ist.

Das Tracking der Leberbewegung und der Deformation des Organs während der offenen Chirurgie war das Ziel von Markert et al. in [MKL10]. Hierzu verwendeten die Autoren reflektierende Marker, die entweder mithilfe von Nadeln oder über Nähte mit dem Gewebe verbunden wurden. Fünf bis acht dieser künstlichen Landmarken wurden auf der Leberoberfläche angebracht. Mithilfe eines optischen Trackingsystems ist es möglich, die Position jedes Markers mit einer Genauigkeit < 1 mm zu bestimmen. Die Landmarken selbst bilden ein eigenes Koordinatensystem. Dieses ist am Koordinatensystem des optischen Trackingsystems ausgerichtet und kann aus Dreiergruppen der Landmarken berechnet werden. So ist ein Tracking auch bei Verdeckung einer oder mehrerer Landmarken noch möglich. Die Deformation der Leber wurde durch ein Oberflächenmodell der Leber, basierend auf Dreiecken zwischen den optischen Landmarken, beschrieben (siehe Abbildung E.4). Dieses Dreiecksnetz ermöglicht es, die Position eines Punktes auf der Leberoberfläche aus den Positionsinformationen der drei ihn umschließenden Landmarken zu berechnen. In einem Experiment wurden weitere künstliche Landmarken auf einer Schweineleber angebracht. Diese wurden nur für die Evaluation und nicht für das Tracking des Organs genutzt. Die Landmarken wurden vor und nach der Bewegung und Deformation des Organs mit einem optisch getrackten Zeigegerät berührt. Die mittlere Abweichung von der eigentlich zu messenden Position betrug dabei 11,2 mm. Wurde die Deformation durch das Tracking der Landmarken ausgeglichen, so konnte dieser Wert um 36 % auf 7,1 mm reduziert werden. Bisher kann mithilfe des Systems jedoch nur die Deformation der Organoberfläche bestimmt werden. Um auch Deformationen im Inneren der Leber tracken zu können, denken die Autoren über die Verlängerung der Nadeln nach.

Ein ähnliches Prinzip verfolgen auch Oliviera-Santos et al. in [OSHPW10] mit ihrer Arbeit zur Deformationserkennung in der offenen Leberchirurgie. Sie verwenden sechs retroreflektive Glaskugeln als Landmarken. Diese werden nach der Mobilisierung der Leber vom Chirurgen mit biokompatiblen Cyanoacrylatkleber auf die Organoberfläche geklebt. Die Position der Glaskugeln wird mit einem optischen Trackingsystem verfolgt. Ausgehend von einer initialen rigiden Registrierung, bei der vier anatomische Landmarken mit einem optisch getrackten Zeigegerät berührt werden, kann anschließend die Deformation des Organs aus den Lageveränderungen der implantierten Landmarken bestimmt werden. Die Visualisierung der Deformation erfolgt in Echtzeit anhand von Farbverände-

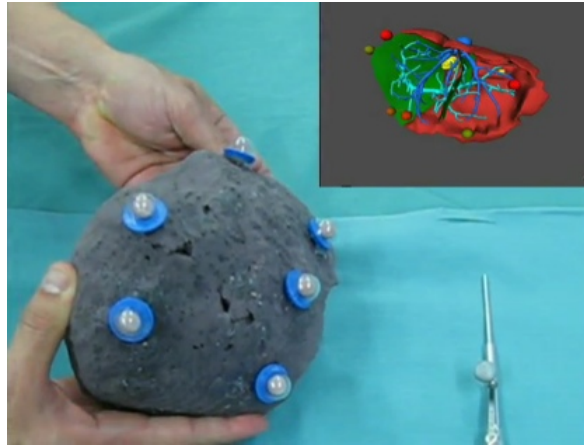


Abbildung E.5.: Standbild aus einer Videodemonstration des Trackings der Organdeformation mithilfe von Glaskugeln auf der Leberoberfläche. Die Stärke der Deformation wird über die Färbung der Glaskugeln im deformierten virtuellen Modell visualisiert. Quelle: <https://sites.google.com/site/thiodsprofile/projects/computer-aided-surgery/SoftTissueTracking-Liver.avi>

rungen der virtuell dargestellten Glaskugeln (siehe Abbildung E.5). Mindestens drei der künstlichen Landmarken müssen für das optische Trackingsystem sichtbar sein, um die Visualisierung aufrecht zu erhalten. Die Verdeckung einzelner Landmarken ist unproblematisch.

Um die Niere in der laparoskopischen partiellen Nephrektomie zu tracken, wurde von Baumhauer et al. in [BSMS⁺08] ein hybrides Trackingsystem vorgestellt. Dieses verwendet Nadeln, welche nach Herbeiführung des Pneumoperitoneums durch die Trokare in den Operationsraum eingebracht und in die Nieren gestochen werden. Die farblich markierten Nadelköpfe sind für das Endoskop auf der Nierenoberfläche sichtbar. Im Anschluss daran erfolgt eine intraoperative CT-Aufnahme mit einem C-Bogen. In dem CT-Volumen können die Nadelköpfe detektiert werden. So lässt sich die räumliche Geometrie der Nadeln berechnen. Dies ermöglicht die schnelle Suche nach den Nadelköpfen im laparoskopischen Kamerabild und die Bestimmung der räumlichen Position der Kamera relativ zu den Markern. Hierzu wird das Inside-Out-Tracking, wie von Stefansic et al. beschrieben [SHS⁺00], verwendet. Durch das Tracking der Niere während der Operation ermöglicht das System eine anatomisch korrekte Visualisierung der präoperativen Planungsdaten im Kamerabild, wie in Abbildung E.6 zu sehen ist. Da die Geometrie der Nadeln zueinander allerdings eine wichtige Voraussetzung für die anatomisch korrekte Darstellung innerer Strukturen ist, funktioniert das System nur zu Beginn der Operation. Mit zunehmender Deformierung des Organs verliert das Tracking an Genauigkeit. Dies könnte nur durch erneute CT-Aufnahmen und eine Registrierung mit dem Kamerabild ausgeglichen werden. Ein weiterer Nachteil ist die Verdeckung der Nadeln durch Blutungen während der Operation.

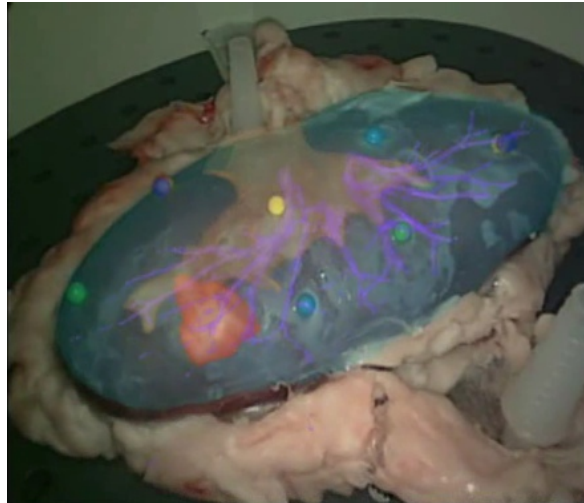


Abbildung E.6.: Standbild aus einer Echtzeit-Video-Overlay-Szene. Sichtbar ist die Niere mit den farblich markierten Nadelköpfen. Die Visualisierung umfasst die Nierenoberfläche (blau), das Nierenbecken mit dem Sammelsystem (gelb), große Blutgefäße (violett) und den Tumor (rot). Quelle: <http://www.dkfz-heidelberg.de/de/mbi/videos/In-Vitro-Trials-DKFZ-Navigated-Heminephrectomy.mpg>

Abschließend bleibt festzuhalten, dass das optische Tracking durch die folgenden drei Hauptnachteile während des intraoperativen Einsatzes limitiert ist:

Line-Of-Sight-Problematik Die optischen Marker bzw. die detektierten Merkmale auf der Organoberfläche dürfen nicht durch den Arzt, die Werkzeuge oder Blut verdeckt werden. Dies erschwert die Anwendung des optischen Trackings im Inneren des Patienten und auch für offene Operationen.

Rigide Instrumente Die optischen Marker sind in einer festen Geometrie an den Enden der Werkzeuge außerhalb des Patienten befestigt. Die Position der Marker zur Instrumentenspitze wird nach der Kalibrierung über eine Rotation und Translation beschrieben. Aus diesem Grund können die Spitzen beweglicher Instrumente mit mehr Freiheitsgraden an den Werkzeugen oder der Bildgebung nicht mit optischem Tracking verfolgt werden.

Zeitliche Instabilität Die Detektion von Merkmalen in den Bilddaten, sei es aus Kamerabildern oder Bildern intraoperativer Modalitäten, kann zu Drifts und Zittern und somit zu einer Ungenauigkeit der Trackinginformation führen.

F. Elektromagnetisches Tracking in der Chirurgie

F.1. Grundlagen des elektromagnetischen Trackings

Das elektromagnetische Tracking unterliegt nicht den Limitierungen der optischen Trackingsysteme und bietet sich daher für minimalinvasive Eingriffe an. Eine Antenne, die wahlweise unter oder neben dem Patienten positioniert wird, baut ein elektromagnetisches Feld auf, in das ein Sensor eingebracht wird. Abhängig von der in ihm induzierten Spannung leitet der Sensor ein Signal an eine Recheneinheit weiter. Diese kann aus dem Signal und dem Wissen über das aufgebaute Feld wiederum die Position und Lage des Sensors im erzeugten elektromagnetischen Feld berechnen. Die Sensoren sind teilweise so weit miniaturisiert, dass sie problemlos in Biopsienadeln eingeführt oder an der Spitze von Instrumenten angebracht werden können. Somit ist auch ein Tracking der Spitzen von weniger starren (z. B. biegsame Nadeln) bis hin zu flexiblen Werkzeugen (z. B. flexible Endoskope) möglich.

F.1.1. Kabelgebundene Systeme

Die am häufigsten in der medizinischen Forschung und in der Klinik verwendeten elektromagnetischen Trackingsysteme sind kabelgebunden. Hierbei leitet der Sensor, welcher im elektromagnetischen Feld bewegt wird, seine gemessenen Signale über ein Kabel an die Recheneinheit. Da der Sensor selbst keine Verarbeitung der Signale übernimmt, ist eine sehr starke Miniaturisierung erreichbar. In den kleinsten Ausführungen haben die Sensoren den gleichen Durchmesser, von unter einem Millimeter, wie die verwendeten Kabel. Abbildung F.1 zeigt die gängigsten Sensorgrößen. Die geringe Größe wird allerdings mit der notwendigen Vorsicht im Umgang mit den Sensoren erkaufte. Die Kabel dürfen weder zu stark gebogen noch durch Instrumente beschädigt werden. Die Chirurgen selbst sind häufig mit dem Vorhandensein von Kabeln im Operationsfeld vertraut, da diese z. B. auch für die Markierung von Zielregionen und die Stromversorgung von aktiven Markern optischer Trackingsysteme genutzt werden.

Yaniv et al. präsentieren in ihrer Arbeit zum elektromagnetischen Tracking im klinischen Umfeld [YWLC09] eine sehr ausführliche Analyse der beiden am häufigsten genutzten elektromagnetischen Trackingsysteme. Diese sind das 3D Guidance medSAFE bzw. der technisch identische driveBAY von Ascension Technology Corporation, Burlington, Vermont, USA und das Aurora System von Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada. Yaniv et al. untersuchen hierbei die Eigenschaften der Trackingsysteme. Die wichtigsten Daten für die gängigsten Kombinationen aus Sensor und Antenne werden in Tabelle F.1 noch einmal zusammengefasst.

F.1.2. Kabellose Systeme

Das bekannteste kabellose elektromagnetische Trackingsystem ist das Calypso 4-D von Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, Californien, USA. Das Calypso ist eigentlich ein hybrides Trackingsystem, bestehend aus einem elektromagnetischen Tracking und einem optischen Tracking. Es

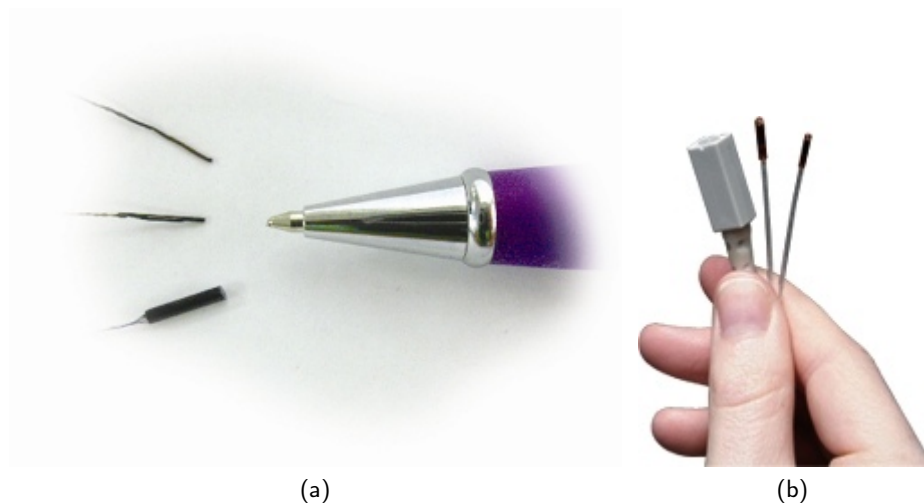


Abbildung F.1.: Gängige Sensorgrößen elektromagnetischer Trackingsysteme. (F.1a) Northern Digital Inc. - Aurora: Durchmesser von 0,5 mm und 0,8 mm bei 5-DOF und 1,8 mm bei 6-DOF. Quelle: [BHW08] (F.1b) Ascension Technology Corporation - 3D Guidance: Durchmesser von 8 mm, 1,8 mm und 1,3 mm bei 6-DOF. Quelle: <http://www.ascension-tech.com/medical/medSAFE.php>

Tabelle F.1.: Vergleich der beiden am häufigsten verwendeten elektromagnetischen Trackingsysteme. Die Genauigkeitsangaben wurden aus der Arbeit von Yaniv et al. übernommen. Hierfür wurden die Messwerte der Pulmonologieumgebung genutzt, da diese dem Einsatz im Operationssaal am nächsten kommen. Die Angaben zu den Sensorgrößen wurden durch die Daten von den Herstellerwebseiten aktualisiert. Quellen: [YWLC09], <http://www.ndigital.com/medical/aurora-accessories.php>, <http://www.ascension-tech.com/medical/pdf/MedSafeSensor.pdf>

Eigenschaft	NDI Aurora	Ascension medSAFE (Flat-panel Antenne)
Wiederholrate	40 Hz	160 Hz maximal, 40 Hz optimal
Anzahl Sensoren	8 5-DOF, 4 6-DOF	12 5-DOF, 8 6-DOF
Navigationsregion	500 × 500 × 500 mm ³	520 × 520 × 520 mm ³ maximal, 400 × 400 × 360 mm ³ optimal
Genauigkeit Mittelwert	0,95 mm & 0,80°	2,78 mm & 6,37°
Genauigkeit Standardabweichung	0,67 mm & 0,78°	1,47 mm & 1,36°
Robustheit	Ungenauigkeit bei Cone Beam CT, sonst robust	robust bei Cone Beam CT, CT-Fluoroskopie und Endoskopie
Sensordurchmesser	0,55 mm 5-DOF, 0,8 mm 6-DOF	0,3 mm 5-DOF, 0,9 mm 6-DOF

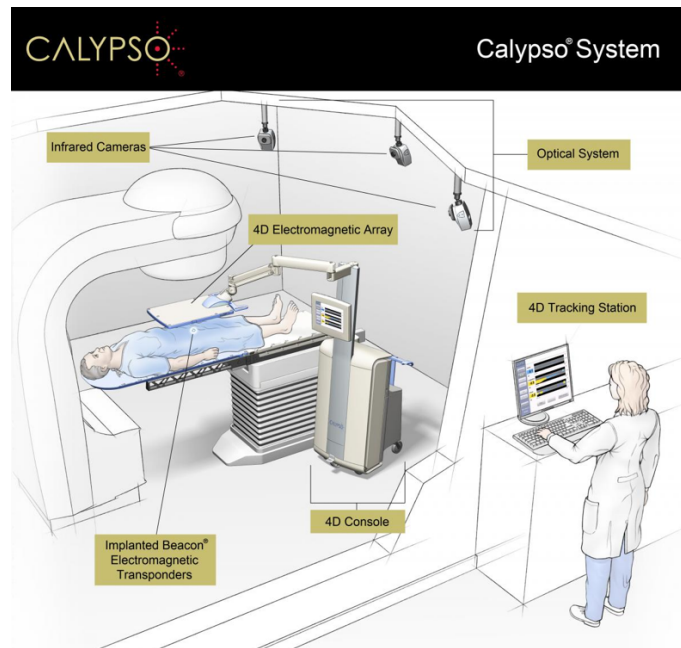


Abbildung F.2.: Aufbau des hybriden Trackingsystems Calypso. Das Trackingsystem ist im typischen Anwendungsszenario der Bestrahlung von Tumoren gezeigt. Der Hersteller bezeichnet sein System auch als 4D-Trackingsystem, da die Positionsverfolgung in drei Dimensionen und in Echtzeit erfolgt. Quelle: <http://www.calypsomedical.com/gallery>

wird hauptsächlich zur Positionskontrolle der Prostata in Echtzeit während der Bestrahlung von Tumoren eingesetzt.

Den prinzipiellen Aufbau des Systems zeigt Abbildung F.2. Vor der Bestrahlung werden dem Patienten drei kabellose und passive Sensoren von je 8 mm Länge und 2 mm Durchmesser in die Prostata eingepflanzt. Diese sind verträglich für das Gewebe und verbleiben auch nach erfolgter Bestrahlung im Organ. Eine Antenne wird über dem Patienten positioniert, damit das von ihr erzeugte elektromagnetische Feld die Prostata abdeckt. Diese Antenne versorgt die drei Sensoren mit Energie und regt sie zum Aussenden einer bestimmten Frequenz an. Aus dieser gemessenen Frequenz kann auf die Position des Sensors im elektromagnetischen Feld geschlossen werden. Um die Position der Antenne relativ zum Isozentrum des Bestrahlungssystems zu kennen, wird ein optisches Trackingsystem verwendet. Mit dem Wissen über die genaue Lage der Prostata relativ zum Isozentrum kann die Bestrahlung in Echtzeit angepasst werden. Die Aktualisierung der Positionsinformation der Sensoren erfolgt mit 3,3 Hz. Der Arbeitsraum des Calypso Systems ist 150 x 150 x 270 mm groß. Der Lokalisierungsfehler liegt bei weniger als 0,4 mm und die Reproduzierbarkeit der Messung liegt bei unter 0,6 mm [NUG⁺08]. Durch die Verwendung von drei Sensoren und der gemessenen Positionsinformation (3-DOF) pro Sensor kann auf die Orientierung des Organs (6-DOF) geschlossen werden.

Die Limitierung des Systems liegt zum einen darin, dass mehrere relativ große Sensoren um den Tumor platziert werden müssen, wodurch das System für das Tracking kleinerer Tumore ungeeignet erscheint. Zum anderen muss die Antenne für das optische Trackingsystem immer sichtbar sein. Die Antenne muss demnach über dem Patienten platziert werden. Durch den relativ kleinen Arbeitsraum des Systems erfolgt die Platzierung nahe am Patienten, wodurch die Interaktion des Chirurgen gestört werden könnte.

F.1.3. Störungen in der klinischen Umgebung

Wichtig für den intraoperativen Einsatz eines elektromagnetischen Trackingsystems ist die Evaluation in der Klinik. Speziell in den Operationssälen gibt es eine Vielzahl anderer elektrischer Geräte und metallischer Objekte. So kann z. B. ein metallischer Tisch das elektromagnetische Feld des Trackingsystems beeinflussen und Ungenauigkeiten in der Positionsbestimmung verursachen.

Prinzipiell lassen die von Yaniv et al. in einer realistischen Operationsumgebung gemessenen Werte [YWLC09] auf eine etwas höhere Genauigkeit des Aurora Systems im Vergleich zum 3D Guidance medSAFE schließen. Zu gleichen Ergebnissen kommen auch Atuegwu und Galloway in ihrer Evaluation des Aurora Trackingsystems [AG08]. Allerdings ist das 3D Guidance medSAFE robuster gegenüber störenden Einflüssen aus der Umgebung. Dies belegen auch die Messungen von Schneider und Stevens in [SS07]. Der Grund hierfür liegt in der prinzipiell unterschiedlichen Technik der beiden Systeme. Während sowohl das Aurora System von Northern Digital Inc. als auch das Calypso System von Varian ein AC elektromagnetisches Feld aufbauen (AC = Alternating Current, Wechselstrom) arbeitet Ascension bei seinen Systemen mit einem quasi statischen DC Feld (DC = Direct Current, Gleichstrom). Gleichstromfelder sind weniger empfindlich gegenüber Störungen durch nichtmagnetische aber leitende Metalle. Dies liegt daran, dass Gleichstromfelder mit einer bestimmten Frequenz immer wieder ein- und ausgeschaltet werden. Hierdurch können die Wirbelströme, welche sich in den Metallen bilden, abklingen und stören so das elektromagnetische Feld nicht [BHW08]. Ein erstes Einsatzgebiet für DC Trackingsysteme war die Positionsverfolgung von Ultraschallköpfen, welche Wechselstromfelder stören konnten [SS07].

Birkfellner et al. beschreiben in [BWW⁺98b] die Entwicklung eines hybriden Trackingsystems bestehend aus einem elektromagnetischen Tracking und einem optischen Tracking. Das Ziel ist es, eine permanente Trackinggenauigkeit von unter 2 mm zu erreichen, ohne dabei von Störungen oder dem Line-Of-Sight-Problem betroffen zu sein. Eine wichtige Erkenntnis dieser Arbeit ist die Tatsache, dass die Entfernung zwischen der Antenne und störenden Metallen invers zum Genauigkeitsverlust des elektromagnetischen Trackings ist. Eine wichtige Grundvoraussetzung des entwickelten Systems ist, dass die Geometrie zwischen den beiden verwendeten Trackingsystemen immer gleich bleibt. Wenn die Antenne z. B. am Operationstisch befestigt ist, so darf dieser nicht bewegt oder gebeugt werden, da dadurch die Position der Antenne relativ zu den Kameras verändert werden würde.

Eine weitere Störungsquelle kann ein Elektrokauter sein, welcher in der Chirurgie zum Schneiden und gleichzeitigen Veröden von Gewebe verwendet wird und Störungen im elektromagnetischen Feld verursacht. Mit diesem Hochfrequenzgenerator wird die elektrische Energie an der Spitze des Schneidewerkzeugs konzentriert [Fri11]. Das so entstehende elektrische Feld beeinflusst die Messungen des elektromagnetischen Trackingsystems.

Neben den vielen Störungen, denen elektromagnetisches Tracking ausgesetzt ist, verursacht es selbst auch Störungen. Die Messung der elektrischen Aktivitäten des Herzens über das Elektrokardiogramm (EKG) wird vom elektromagnetischen Feld beeinflusst. Das hochfrequente Feld des Trackings induziert hierbei Ströme in den Sensoren des EKG, wenn diese innerhalb des Feldes liegen. Da das EKG allerdings auch auf ähnliche Weise durch Elektrokauter gestört wird (Abfluss der Spannung direkt durch die EKG Elektroden), gibt es in den klinischen Überwachungssystemen der Anästhesie bereits Filter, um diese Störungen zu entfernen [Fri11]. Das Filtern unbekannter hochfrequenter Störungen ist auch Gegenstand der aktuellen Forschung [CCK10].

G. Visualisierung und Navigation in der Chirurgie

G.1. Präoperativ

Die Segmentierung von präoperativen CT-Bilddaten ist die Grundlage des von Lang et al. in [LRH⁺05] vorgestellten Systems zur präoperativen Visualisierung von Planungsdaten. Die Arbeit geht weit über die Darstellung der Patientenanatomie hinaus. Durch die Planung virtueller Resektionen und eine darauf basierende Risikoanalyse wird dem Chirurgen die Entscheidung über die Operabilität und, wenn möglich, die Wahl der besten Operationsstrategie erleichtert. Eine Studie an 21 Patienten hat gezeigt, dass die vom Arzt auf den zweidimensionalen CT-Schichtbildern geplanten Resektionslinien das verbleibende funktionelle Lebergewebe um bis zu 43 % überschätzt. Die Visualisierung der Daten erfolgt präoperativ als dreidimensionale Darstellung durch Oberflächenmodelle (siehe Abbildung G.1).

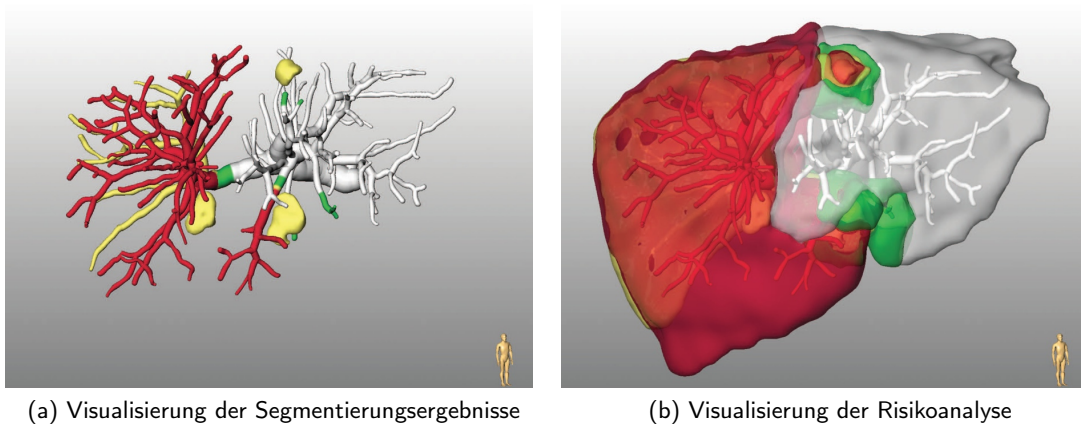


Abbildung G.1.: Planung und Risikoanalyse für die offene Leberchirurgie. Quelle: [SHP11]

Mit der EndoCAS Navigationsplattform stellen Megali et al. in [MFF⁺08] eine Softwareumgebung für die Visualisierung von Planungsdaten im laparoskopischen Video vor. Die Registrierung des Systems mit der Patientenanatomie erfolgt dabei manuell mithilfe von künstlichen Landmarken auf der Brust, dem unteren Rippenbogen und dem Abdomen. Das optische Tracking der Werkzeuge und der endoskopischen Videokamera ermöglichen im Anschluss eine Video-Overlay-Darstellung bei der das Laparoskop sich außerhalb des Patienten befindet (siehe Abbildung G.2). Das System wurde bereits mehr als zehn Mal für die präoperative Visualisierung von Planungsdaten verwendet. Hierbei wurde ein maximaler Visualisierungsfehler von ca. 20 mm ermittelt. Dieser muss mental durch den Chirurgen korrigiert werden.

Um die Planung eines perkutanen Eingriffes an der Leber zu erleichtern, haben Schumann et al. in [SBB⁺12] ein System zur automatischen Berechnung von geeigneten Pfaden für die einzuführenden Nadeln entwickelt. Dieser Prozess ist oft sehr zeitraubend und benötigt viel Erfahrung durch den Chirurgen, da er bisher nur auf den zweidimensionalen Schichtbildern ausgeführt wird. Die Idee



Abbildung G.2.: Erweiterter Realität durch Video Overlay mit dem EndoCAS Navigator. Quelle: [MFF⁺08]

von Schumann et al. ist es, basierend auf der Definition des Tumors in den zweidimensionalen Schichtbilddaten und der Segmentierung von Risikostrukturen, geeignete Punkte außerhalb des Körpers zu ermitteln. Risikostrukturen können z. B. Knochen, die Lunge oder auch große Blutgefäße sein. Die Linie zwischen einem geeigneten Punkt und der Zielstruktur bildet dann die Trajektorie¹ der Nadel während des Eingriffes.

Zur weiteren Vertiefung sei an dieser Stelle auf den Artikel von Schenk et al. [SHP11] verwiesen, in dem eine Vielzahl von prä- und intraoperativen Visualisierungsansätzen vorgestellt wird.

G.2. Intraoperativ

Das Ziel der Arbeit von Herline et al. in [HSD⁺99] war die gleichzeitige Darstellung von präoperativen Bilddaten und der intraoperativen Instrumentenposition in Echtzeit während einer minimalinvasiven und auch offenen Leberoperation. Herline et al. verwenden ein optisches Trackingsystem mit aktiven Infrarotmarkern an den Instrumenten und eine landmarkenbasierte Registrierung der Patientenanatomie mit den präoperativen Bilddaten. Als Landmarken wurden Oberflächenpunkte auf der Leber (z. B. das Ligamentum Falciforme) und innerhalb der Leber (z. B. die Bifurkation der Portalvene) genutzt.

Das von Schwald et al. in [Sch04] vorgestellte MEDARPA-Visualisierungssystem wurde für Punktionen in der Bronchoskopie und die Platzierung von Brachytherapie-Kathetern entwickelt. Eine Besonderheit des Systems ist die Verwendung eines semi-transparenten Displays zwischen Arzt und Patient [WS04]. Durch eine rigide Patientenregistrierung und das optische Tracking des Displays und der Blickrichtung des Arztes ist es möglich, die Zielstrukturen anatomisch korrekt in Echtzeit mittels Erweiterter Realität darzustellen. Durch ein elektromagnetisches Tracking des Werkzeuges ist auch die Visualisierung der Lage des Werkzeuges relativ zum Tumor über eine Farbdarstellung möglich. Die mit dem System erreichte Navigationsgenauigkeit von $8,42 \text{ mm} \pm 1,78 \text{ mm}$ bei 42 Nadelplatzierungen unterscheidet sich nicht von der bisher in der Klinik durchgeführten Navigation anhand zweidimensionaler Schichtbilder, jedoch konnte der benötigte Zeitaufwand mithilfe des MEDARPA-Systems von bisher 289 auf 160 Minuten deutlich reduziert werden [KDM⁺06].

Lange et al. beschreiben in [LEH⁺04] ein System zur intraoperativen Visualisierung von Planungsdaten und den verwendeten Instrumenten in Ultraschallschichtbildern zu Beginn einer Leberoperation. Hierzu verwenden die Autoren die Gefäße, um die Patientenanatomie der präoperativen

¹Pfad der Bewegung

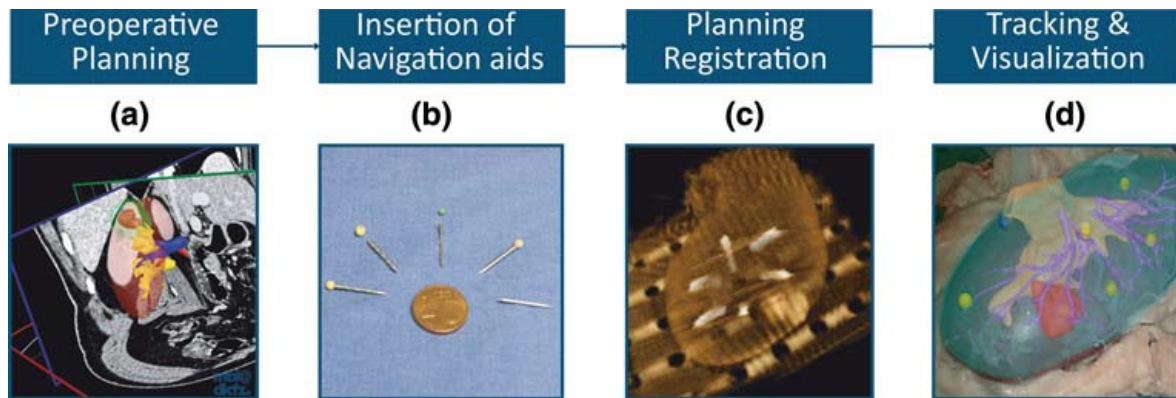


Abbildung G.3.: Schritte zur intraoperativen Navigation nach Baumhauer et al. Quelle: [BSMS⁺08]

CT-Bildgebung mit den intraoperativen Ultraschallvolumen zu registrieren. Die Visualisierung erfolgt über Schnittlinien der Planungsdaten in den Ultraschallschichtbildern. Zusätzlich ist auch eine dreidimensionale Darstellung der räumlichen Anordnung von Schnittbildern und den Planungsdaten sowie den verwendeten Instrumenten möglich.

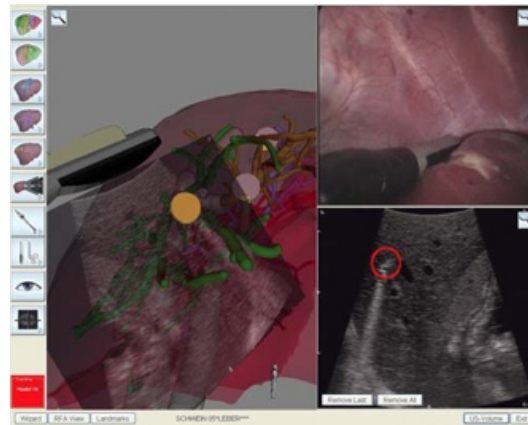
In Chopra et al. [CHE⁺08] wird das System von Lange et al. [LEH⁺04] noch einmal aufgegriffen und es werden Ergebnisse aus dem klinischen Einsatz präsentiert. Zum einen wird die indirekte Navigation für die Platzierung einer Ablationsnadel, basierend auf den Schnittbildern durch das Ultraschallvolumen, beschrieben. Zum anderen verwenden die Autoren eine dreidimensionale Darstellung des Tumors und der Resektionswerkzeuge für eine direkte Navigation. Im Vergleich mit einer manuellen Resektion, basierend auf der Erstastung des Tumors, konnte die Genauigkeit der Resektion durch die beiden Visualisierungsarten deutlich gesteigert werden. In der indirekten Navigation lag die Genauigkeit im Median bei 0,32 cm gegenüber 0,16 cm bei der direkten Navigation. Die manuelle Resektion wies eine Genauigkeit von 0,42 cm auf.

Baumhauer et al. haben in [BSMS⁺08] ein System zur anatomisch korrekten Video-Overlay-Visualisierung der präoperativ erstellten Segmentierungen von tumorösem Gewebe und Risikostrukturen vorgestellt. Zur Registrierung mit der Patientenanatomie verwenden sie die in Abschnitt E.2 vorgestellten farblich markierten Nadeln in der Niere. Abbildung G.3 zeigt die notwendigen Schritte bis zum Einsatz der Navigation. Das System wurde in vitro mit einem laparoskopischen Trainer und Schweinenieren evaluiert. In diesen Tests wurden drei Tumorresektionen simuliert und die Position von zusätzlichen Markern, welche nicht für die Registrierung verwendet wurden, ermittelt, um diese als farbige Punkte zu visualisieren. Der mittlere quadratische Visualisierungsfehler lag hierbei bei 0,24 mm bzw. 0,34 mm und 0,92 mm. Das System ist echtzeitfähig mit weniger als einem Bild Latenz. Die Limitierung des Navigationssystems liegt in der Sichtbarkeit von mindestens vier Navigationshilfen und sobald der Chirurg mit der Resektion beginnt, verlieren die Navigationshilfen ihre feste Lage zueinander. Solche Deformationen werden vom System erkannt und die Visualisierung unterbrochen. Auch die Verwendung eines C-Arm Röntgengerätes ist eine Einschränkung, denn diese Systeme werden in der klinischen Routine nicht für laparoskopische Nierenresektionen verwendet und bedeuten einen Mehraufwand für das OP-Personal. Eine Erweiterung der Evaluierung des Systems von Baumhauer et al. [BSMS⁺08] beschreiben Teber et al. in [TGS⁺09] mit zehn in vitro Experimenten an Schweinenieren und zehn Operationen an Patienten.

Solberg et al. beschreiben in [SLT⁺09] das von ihnen entwickelte ultraschallbasierte Navigationssystem für die laparoskopische Chirurgie. Aufgrund der Flexibilität der laparoskopischen Schallsonde verwenden sie ein elektromagnetisches Trackingsystem für die Positionsbestimmung von Ultraschall und endoskopischer Kamera. Das Navigationssystem wurde an Phantomen erprobt. Die rigide Registrierung des Systems erfolgt anhand von künstlichen Landmarken auf der Organoberfläche. Das



(a) Aufbau des Navigationssystems, Quelle: [MBSK10]



(b) Intraoperative Visualisierung. Links die virtuelle Operationsszene, rechts oben das Videobild des Laparoscops, rechts unten die Ultraschalldarstellung mit Zielstruktur (rot), Quelle: [MSBK09]

Abbildung G.4.: Ultraschallbasiertes Navigationssystem für die laparoskopische Chirurgie - LapAssistent.

Navigationssystem bietet verschiedene Möglichkeiten der Visualisierung. Zunächst ist eine fusionierte Darstellung von prä- und intraoperativen Bilddaten, bei der aus dem CT-Volumen eine zum aktuellen Ultraschallbild passende Schicht extrahiert wird, möglich. Die eigentliche Navigation erfolgt mithilfe einer virtuellen Darstellung der Operationsszene, bestehend aus dreidimensionalen Modellen der interessierenden Strukturen, dem laparoskopischen Ultraschallbild und des Werkzeugs in seiner aktuellen Lage.

Die Entwicklung des ultraschallbasierten Navigationssystems „LapAssistent“ ist Bestandteil der Arbeiten von Martens et al. [MSBK09, MBSK10]. Durch die Verwendung eines elektromagnetischen Trackingsystems ist es möglich, die Lage einer beweglichen laparoskopischen Ultraschallsonde und eines Videoendoscops zu tracken. Nach einer deformierbaren oberflächenbasierten Registrierung der Leber mit den präoperativen Bilddaten können sowohl die Ultraschallbilddaten als auch das Videobild um Visualisierungen der Planungsdaten erweitert werden (siehe Abbildung G.4b). Zusätzlich ist auch die Darstellung einer virtuellen Operationsszene mit Organ, Instrumenten und Ziel sowie Risikostrukturen möglich. Für die Ablation von Lebertumoren wurde eine weitere Ansicht realisiert. Die Darstellung der virtuellen Szene erfolgt hierbei aus Sicht der Nadelspitze, von der aus ein Kanal zur Zielstruktur visualisiert wird. Martens et al. geben für die Navigation einer Nadel zu Goldmarkern eine Genauigkeit von 6 – 11 mm an. Vor allem die Deformationen im Inneren des Organs lassen sich auch bei Verwendung einer nichtrigiden Registrierung nicht allein basierend auf den Oberflächendaten kompensieren. Im Test an acht Schweinen musste das System daher manuell für jeden Goldmarker registriert werden. In einer neueren Arbeit beschreiben Kleemann et al. [KDE⁺12] den Einsatz des „LapAssistent“ Systems an einem Patienten.

Schneider et al. haben ein Visualisierungssystem für die roboterassistierte Chirurgie mit dem *da Vinci* Telemanipulator entwickelt [SDH⁺10]. Durch ein Tracking der Ultraschallsonde am Telemanipulator ist das System in der Lage, das live-Ultraschallbild direkt an der Sonde zu visualisieren. Weiterhin ist es dem Arzt möglich, während der Exploration des Organs, interessante Gebiete zu

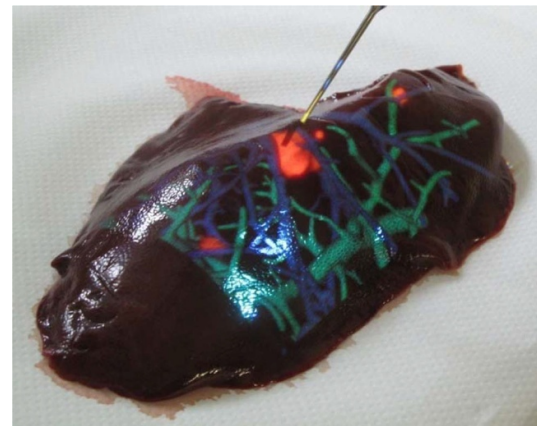
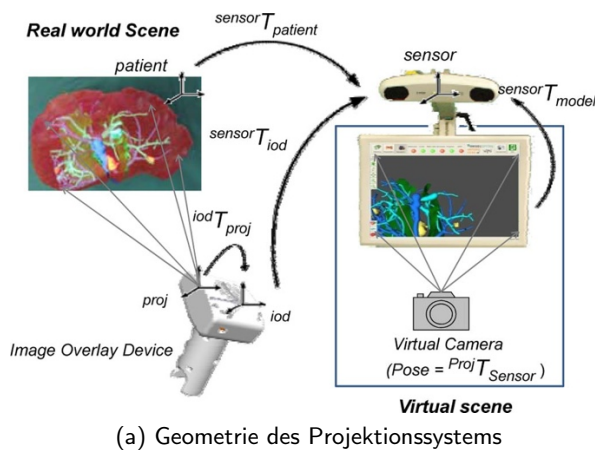


Abbildung G.5.: Intraoperative Projektion der Planungsdaten auf die Leber nach Gavaghan et al.
Quelle: [GPOSW11]

markieren, indem die Position und die Orientierung der Sonde als „Brotkrumen“ gespeichert werden. Diese Navigationshilfen können dann später mit der Sonde wieder angefahren werden. Hierbei ist allerdings wichtig, dass das Organ zwischenzeitlich nicht bewegt wird, da kein Tracking des Organs erfolgt.

Shekhar et al. beschreiben in [SDB⁺10a] ihr System zur permanenten Visualisierung mittels erweiterter Realität in der laparoskopischen Chirurgie. Die Besonderheit des gewählten Ansatzes ist dabei die permanente Aufnahme von CT-Volumen mit geringer Dosis. Durch eine Registrierung dieser intraoperativen Daten mit dem präoperativen CT ist es möglich, die Planungsdaten an der Anatomie des Patienten auszurichten. Durch ein optisches Tracking des Videoendoskops kann aus dem Planungs-CT eine zum Videobild passende Ansicht gerendert und anschließend über die Bilder gelegt werden.

Um zu Beginn eines laparoskopischen Eingriffes an der Prostata die Lage des Tumors in Echtzeit als Video Overlay präsentieren zu können, beschreiben Ukimura et al. in [UNS⁺10] ein Navigationssystem basierend auf intraoperativem transrektalem Ultraschall. Durch ein optisches Tracking der Ultraschallsonde und des Videoendoskops wird es möglich, den aus den Ultraschallbildern extrahierten Tumor im Videobild zu visualisieren. Für die intraoperative Darstellung des Tumors und des Sicherheitsrandes wurde die von Nakamoto et al. in [NUG⁺08] vorgestellte Farbkodierung verwendet (siehe Abschnitt 6.1.3.1). Neben dem Tumor kann auch das neurovaskuläre Bündel durch die Verwendung von Power-Doppler-Ultraschallbildgebung intraoperativ segmentiert werden.

Das von Peterhans et al. entwickelte Navigationssystem präsentiert dem Chirurgen die Planungsdaten während einer Tumorresektion an der offenen Leber [PBD⁺11]. Die Registrierung zur Patientenanatomie erfolgt basierend auf vier Landmarken auf der Leberoberfläche. Dieser Vorgang erfolgt bis zu vier Mal innerhalb einer Operation und benötigte im Schnitt 15 Minuten [PBD⁺11]. Dem Arzt wird in einer virtuellen Szene die Lage der Metastasen relativ zum getrackten Ultraschallbild visualisiert. Weiterhin können so auch die Instrumente relativ zu den Metastasen angezeigt werden. Berg et al. beschreiben in [BCI⁺10] den klinischen Einsatz dieses Systems. Weiterhin wird die Deformierung der Planungsdaten unter Verwendung des Gefäßverlaufes in der intraoperativen Ultraschallbildgebung erwähnt. Nach [BCI⁺10] lag der Visualisierungsfehler im Median bei 5,55 mm bei einem Bereich von 5 – 9,9 mm.

Das Ziel der Arbeit von Gavaghan et al. [GPOSW11] ist die intraoperative Visualisierung der Planungsdaten direkt auf der Leberoberfläche (siehe Abbildung G.5). Sie stellt eine Erweiterung der

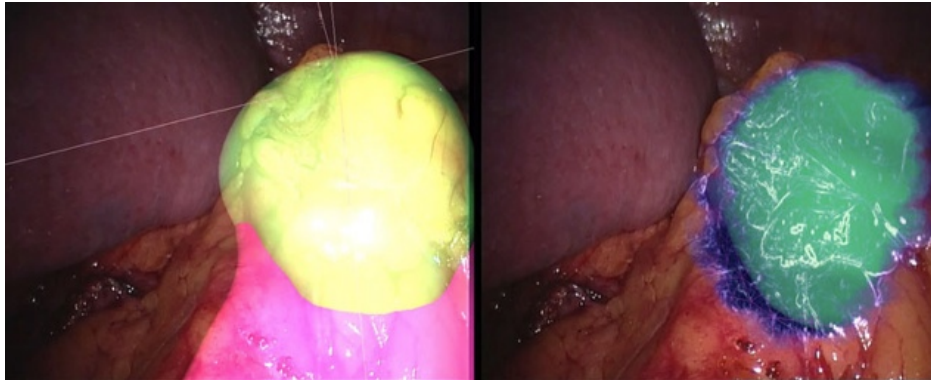


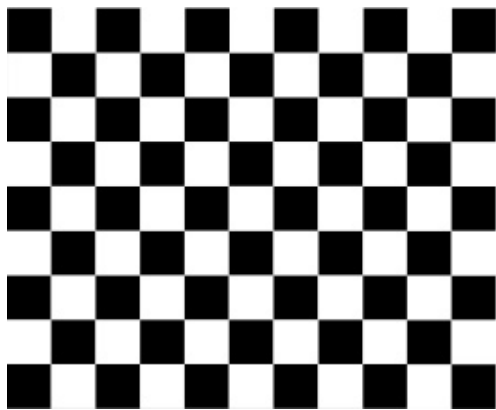
Abbildung G.6.: Inverse-Realism-Video-Overlay für die roboterassistierte Chirurgie. Links ein herkömmliches Video Overlay mit Transparenz, rechts die gleiche Visualisierung in Inverse-Realism-Technik. Quelle: [PMV⁺12]

Arbeit von Peterhans et al. [PBD⁺11] dar. Die Überlagerung der virtuellen und reellen Patientenanatomie erfolgt durch einen selbstentwickelten, miniaturisierten Laserprojektor (siehe Abbildung G.5a). Dieser wird durch optisches Tracking in das Navigationssystem integriert. Die Evaluation des Systems erfolgte in vitro anhand von Schweinelebern. Hierbei wurde eine Projektionsfläche von 200 mm x 350 mm realisiert (siehe Abbildung G.5b). Der erwartete Navigationsfehler, welcher sich aus der Registrierungsgenauigkeit von 6,3 mm und der Projektionsgenauigkeit ergibt, wird mit 8 mm angegeben. Für den intraoperativen Einsatz muss die OP-Beleuchtung gedimmt werden, da sonst die Lichtmenge des Projektors nicht ausreicht. Dies erfolgt intraoperativ ohnehin auch bei der Ultraschallbildgebung.

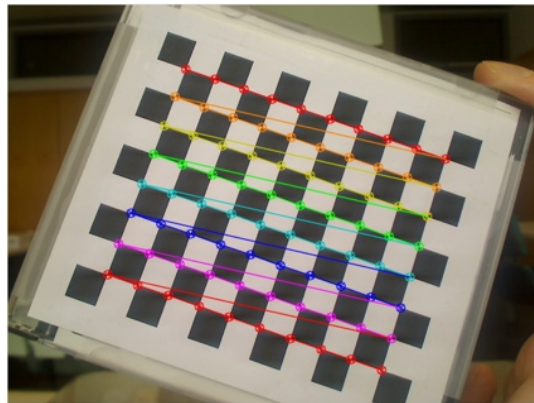
Pratt et al. [PMV⁺12] haben ein intraoperatives Navigationssystem für die anatomisch korrekte Darstellung von Planungsdaten im dreidimensionalen Videobild des *da Vinci* Telemanipulators entwickelt. Durch die Verwendung moderner Grafikhardware und die damit ermöglichte Parallelisierung für die Berechnung der Visualisierungen können mehr als nur einfache Überlagerungen erzeugt werden. Die Umsetzung der sogenannten Inverse-Realism-Technik nach Lerotic et al. [LCMY07] ermöglicht dem Arzt einen noch realistischeren, virtuellen Blick unter die Oberfläche des Organs (siehe Abbildung G.6). Pratt et al. beschreiben eine manuelle Registrierungsprozedur, bei der das Modell zunächst mit einem Punkt auf der im Video sichtbaren Oberfläche des Organs angeheftet wird. Danach erfolgt eine manuelle Anpassung der drei Rotationen, bis die Visualisierung mit der Anatomie im Videobild übereinstimmt. In Phantomexperimenten wurde unter Verwendung von Glaskugeln als künstliche Landmarken für die Berechnung des Registrierungsfehlers eine mittlere Abweichung von 4,76 mm ermittelt.

H. Intrinsische Kamerakalibrierung

Die zur Bestimmung der intrinsischen Kalibrierung notwendigen Daten werden aus n verschiedenen Ansichten eines bekannten Kalibrierungsmusters ermittelt. Hierfür wurde das in Abbildung H.1a dargestellte schachbrettartige Kalibrierungsmuster mit 11×9 Feldern verwendet (die Anzahl der Felder kann hierbei beliebig gewählt werden) von je 1 cm Kantenlänge in x und y Richtung. Die m Kreuzungspunkte der Schachbrettfelder können in den n Aufnahmen des Kalibrierungsmusters mit Subpixelgenauigkeit detektiert werden (siehe Abbildung H.1b).



(a) Schachbrettmuster



(b) Detektion der Eckpunkte



(c) Aufnahmen des Kalibrierungsmusters aus verschiedenen Lagen im Raum

Abbildung H.1.: Schachbrettmuster für die Kalibrierung der intrinsischen Kameraparameter. Die Eckpunkte der Felder werden in den Bildern mit Subpixelgenauigkeit detektiert.
Quelle: [Nol10]

Die intrinsischen Parameter der Kamera setzen sich aus einer Kameramatrix M und fünf Verzerrungsparametern zusammen. Um die intrinsischen Parameter zu ermitteln ist es notwendig, die projektive Transformation zu bestimmen. Mit ihr werden die Punkte einer zweidimensionalen Ebene, welche sich vor der Kamera befindet (in diesem Fall das Kalibrierungsmuster), auf die zweidimensionale Kameraebene abgebildet. Diese Projektion wird auch als Homographie H bezeichnet. Die Abbildung eines Punktes $P_u = [X \ Y \ 0 \ 1]^T$ auf einer planaren Fläche im dreidimensionalen Raum auf die Bildebene lässt sich unter Verwendung homogener Koordinaten wie folgt beschreiben:

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = sH \begin{bmatrix} X \\ Y \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix},$$

wobei s ein beliebiger Skalierungsfaktor ist. Die Homographie H setzt sich aus zwei Komponenten W und M zusammen

$$H = MW.$$

Hierbei beschreibt

$$W = \begin{bmatrix} R & t \end{bmatrix}$$

die geometrische Rotation R und Translation t des betrachteten Schachbrettmusters relativ zum Kamerakoordinatensystem. Die Matrix M beinhaltet die weitaus interessanteren intrinsischen Kameraparameter

$$M = \begin{bmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

wobei f_x und f_y die Brennweite der Kamera unter Beachtung der Pixelausdehnung im Bild repräsentieren und c_x und c_y die Lage des Zentrums der Bildebene relativ zum Zentrum des Kamerakoordinatensystems beschreiben.

Durch die Tatsache, dass alle abgebildeten Punkte auf einer Ebene liegen, werden nur die beiden ersten Vektoren der Rotationsmatrix R benötigt. Weiterhin gilt für die Rotation aus W , dass die Rotationsvektoren orthogonal zueinander konstruiert wurden. Da die Skalierung s aus der Homographie herausgelöst wurde, gilt demnach, dass die Rotationsvektoren orthonormal zueinander sind. Ihr Skalarprodukt ist demnach 0 und der Betrag der beiden Vektoren ist gleich. Hieraus lassen sich zwei Randbedingungen für die Abbildung mit der Homographie ableiten (vgl. [BK08]). Mithilfe der n Aufnahmen des Kalibrierungsmusters und der darin detektierten Eckpunkte kann ein überbestimmtes lineares Gleichungssystem aufgestellt werden. Die Berechnung der intrinsischen Kameraparameter erfolgt durch Lösen des Gleichungssystems mithilfe der Singulärwertzerlegung.

Drei der fünf Verzerrungsparameter beschreiben die radiale Verzerrung (k_1, k_2, k_3), welche aus Unregelmäßigkeiten in der verwendeten Kameralinse resultieren (siehe Abbildung H.3a). Diese äußern sich vor allem in kissen- und tonnenförmigen Verzerrungen des Bildes (siehe Abbildung H.2), wobei auch Kombinationen möglich sind.

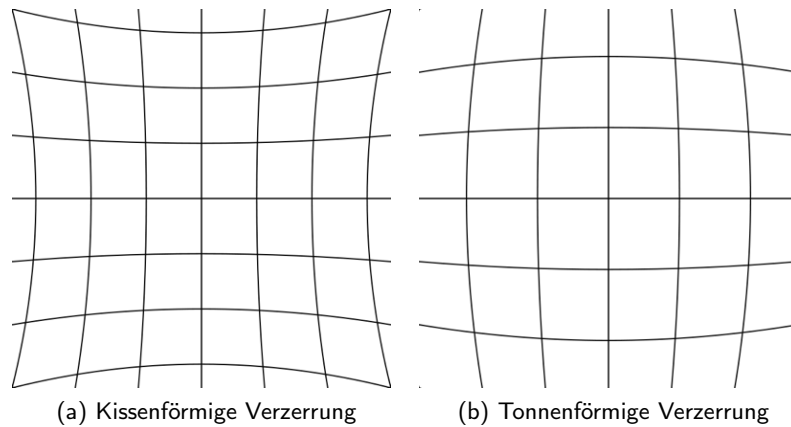


Abbildung H.2.: Grundformen der radialen Verzerrung. Quelle: [Nol10]

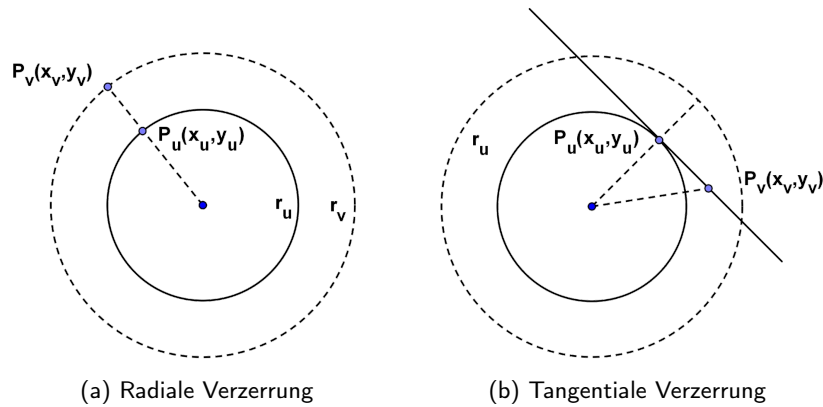


Abbildung H.3.: Schematische Darstellung der Verzerrung durch die Kamera. Quelle: [Nol10]

Die zwei anderen Verzerrungsparameter p_1 und p_2 beschreiben die tangentielle Verzerrung, welche durch Fehler bei der Produktion der Kamera entstehen können (siehe Abbildung H.3b). So ist es z. B. möglich, dass die Linse und der Sensor nicht exakt parallel zueinander ausgerichtet sind oder die Linse nicht zentral vor dem Sensor platziert wurde, woraus eine fehlerhafte Abbildung auf den Sensor resultiert. In beiden Fällen erfolgt eine verzerrte Abbildung eines Punktes im Bild $P_v = [x_v \ y_v]^T$ abweichend von der idealen linearen Abbildung des Punktes $P_u = [x_u \ y_u]^T$. Die radiale und tangentielle Verzerrung ist abhängig vom Abstand des Bildpunktes zum Mittelpunkt der Bildebene r_u .

Rein theoretisch sind für die Berechnung der Verzerrungskoeffizienten zwei unterschiedliche Ansichten eines 3×3 Musters ausreichend. Durch die Verwendung eines größeren Musters und die Aufnahme mehrerer Bilder, in denen das Kalibrierungsmuster über die gesamte Bildfläche und vor allem auch in der Tiefe bewegt wird, kann eine wesentlich bessere Abdeckung des Bildraumes und eine genauere Bestimmung der Verzerrungskoeffizienten erreicht werden. Auf diese Weise werden die Abbildungsfehler bei der Rückprojektion bekannter Punkte auf den Subpixelbereich reduziert (vgl. Abschnitt 6.4.1).

Die Verzerrung der Bildkoordinaten lässt sich nach [HZ04] auf die folgende Weise darstellen

$$\begin{pmatrix} x_v \\ y_v \end{pmatrix} = L(r_u) \begin{pmatrix} x_u \\ y_u \end{pmatrix}. \quad (\text{H.1})$$

H. Intrinsische Kamerakalibrierung

Die Verzerrung der idealen Koordinaten eines Punktes $P_u = [x_u \ y_u]^T$ erfolgt hierbei durch die Verzerrungsfunktion $L(r_u)$. Diese lässt sich durch die folgende Potenzreihe approximieren:

$$\begin{aligned} L(r_u) &= r_u + \sum_{i=1}^{\infty} k_i r_u^{2i+1} \\ &= r_u \left(1 + \sum_{i=1}^{\infty} k_i r_u^{2i} \right). \end{aligned} \quad (\text{H.2})$$

Hieraus wird deutlich, dass die Verzerrungsfunktion nur vom Abstand r_u des idealen Bildpunktes zum Zentrum der Verzerrung abhängig ist. Somit lässt sich die entzernte Lage des Punktes wie folgt rekonstruieren:

$$\begin{aligned} x_u &= x_c + L(r_u)(x_v - x_c) \\ y_u &= y_c + L(r_u)(y_v - y_c). \end{aligned} \quad (\text{H.3})$$

Hierbei wird zur Vereinfachung angenommen, dass das Verzerrungszentrum $P_c = [x_c \ y_c]^T$ in der Bildmitte liegt.

Die m Kreuzungspunkte der Schachbrettfelder in den n Aufnahmen des Kalibrierungsmusters dienen bei der Bestimmung der Verzerrungskoeffizienten k_1, k_2, k_3, p_1, p_2 als verzerrte Punktkoordinaten. Da die Größe der Felder bekannt ist und davon ausgegangen wird, dass die Fläche des Kalibrierungsmusters eben ist, lassen sich die detektierten Bildkoordinaten der Aufnahmen in ein Verhältnis zueinander setzen. Die Eckpunkte der Felder liegen demnach bei einer idealen Abbildung auf einer Geraden. Durch die Verzerrung werden diese Geraden allerdings als Kurven abgebildet.

Die Verzerrungskoeffizienten k_1, k_2, k_3, p_1, p_2 werden anschließend durch eine Optimierung mit dem Levenberg-Marquardt Algorithmus ermittelt, wobei die Abstände der mithilfe von Gleichung (H.3) entzernten Punkte zur idealen Abbildung wie folgt minimiert wird:

$$\min \sum_i^n \sum_j^m \sqrt{(x_{uij} - x_{vij})^2 + (y_{uij} - y_{vij})^2}. \quad (\text{H.4})$$

I. Extrinsische Kamerakalibrierung

Die extrinsische Kalibrierung ermittelt die Relation zwischen der Sichtebene im Trackingkoordinatensystem und der Bildebene im Kamerakoordinatensystem. Diese beschreibt die physikalische Transformation W eines bekannten Punktes $P = [X \ Y \ Z \ 1]^T$ im dreidimensionalen Raum des Trackingsystems in den dreidimensionalen Raum des Kamerasystems und ist Bestandteil der Homographie H (vgl. Abschnitt H und Appendix H). Sie geht somit über die für die Berechnung der intrinsischen Parameter verwendete Transformation W hinaus. Ferner muss vor der extrinsischen Kalibrierung die intrinsische Kalibrierung abgeschlossen sein, damit die anderen Parameter der Homographie bekannt sind. Dies erlaubt es, die gesuchte Abbildung als lineare Transformation zu betrachten.

Die zu bestimmende Transformation der extrinsischen Kalibrierung setzt sich aus einer 3×3 Rotationsmatrix R und einem Translationsvektor t zusammen, welche die Lage des Kamerasystems im Trackingkoordinatensystem beschreibt (siehe Abbildung I.1). Es wird weiterhin davon ausgegangen, dass die Kamera im Ursprung des Kamerakoordinatensystems liegt und entlang der positiven z -Achse ausgerichtet ist.

Die Verwendung einer blauen Kugel als Kalibrierkörper bietet zwei Vorteile für die automatische Detektion der Sensorlage im Kamerabild. Zum einen lässt sich die Farbe der Kugel leicht vom Hintergrund unterscheiden. Dies wird ausgenutzt, indem die Kugel mithilfe eines einfachen Schwellwertverfahren im HSV-Farbraum detektiert wird (siehe Abbildung I.2b). Die dabei entstehenden Artefakte, welche aus einer ungleichmäßigen Beleuchtung resultieren, können durch morphologische Operationen repariert werden (siehe Abbildung I.2c). Zum anderen bildet die Projektion einer Kugel in das Kamerabild immer eine Ellipse unabhängig von der Lage der Kugel im Raum. Für die Herstellung der Korrespondenz zwischen Sensorposition im Trackingsystem und im Kamerabild wird davon ausgegangen, dass sich der Sensormesspunkt im Mittelpunkt der Kugel befindet. Demnach entspricht der Schwerpunkt einer Ellipse, welche an das Filterergebnis angepasst wird, dem projizierten Sensormesspunkt (vergleiche Abbildung I.2d).

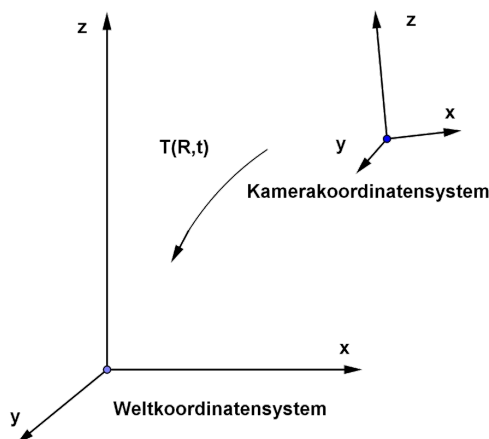
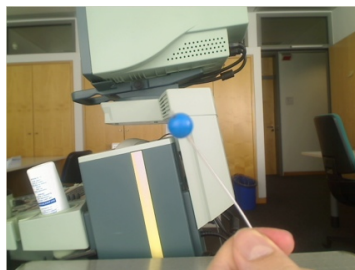


Abbildung I.1.: Transformation zwischen Tracking- und Kamerakoordinatensystem. Quelle: [Nol10]

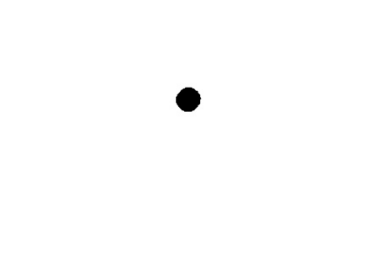
1. Extrinsische Kamerakalibrierung



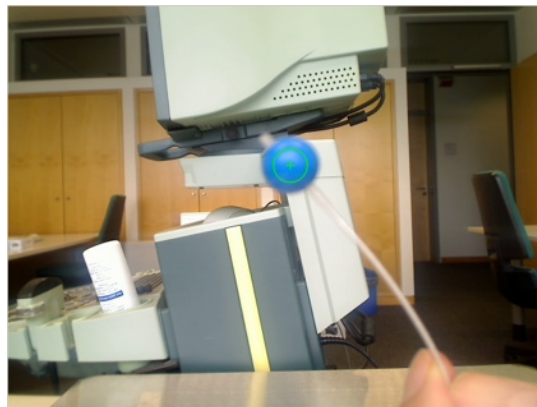
(a) Sensor vor der Kamera



(b) Schwellwertfilterung im HSV-Farbraum



(c) Anschließendes Füllen der Löcher mit einem morphologischen Operator



(d) Ergebnis der Detektion der Sensorposition im Kamerabild

Abbildung 1.2.: Verarbeitungsschritte für die Lagebestimmung des Sensors im Kamerabild. Der Schwerpunkt einer Ellipse, welche an das Ergebnis der Schwellwertfilterung angepasst wird, dient als Koordinate im Bild. Quelle: [Nol10]

Für die extrinsische Kalibrierung wird der Sensor im Arbeitsraum des Trackingsystems über das gesamte Sichtfeld der fixierten Kamera bewegt (siehe Abbildung 1.2a). Hierbei ist darauf zu achten, dass der Sensor auch in unterschiedlichen Tiefen zur Kamera gehalten wird. Weiterhin wurde darauf geachtet, dass der Sensor auch in unterschiedlichen Orientierungen gehalten wurde, da seine genaue Lage innerhalb der Kugel nicht bekannt war und somit Messfehler zu erwarten sind.

Aus einer Anzahl von n Kamerabildern und dazugehörigen gemessenen Sensorpositionen können somit n korrespondierende Koordinatenpaare in den beiden Koordinatensystemen ermittelt werden. Gesucht ist eine Matrix W , welche die folgende Bedingung für die Abbildung eines dreidimensionalen Punktes P im Trackingkoordinatensystem auf den Punkt p im dreidimensionalen Kamerakoordinatensystem erfüllt:

$$p_i = WP_i, \forall i = 1, \dots, n. \quad (1.1)$$

Mithilfe des Kreuzproduktes lässt sich ein lineares Gleichungssystem für alle n Bilder aufstellen. Hierbei ist zu beachten, dass sich eine der drei gegebenen Komponenten der Abbildung aus einer linearen Kombination der beiden anderen Komponenten bestimmen lässt (vgl. [HZ04]). Aus diesem Grund kann jedes Koordinatenpaar nur zwei linear unabhängige Gleichungen zum linearen Gleichungssystem besteuern. Diese können zu einer Matrix A der Größe $2n \times 12$ zusammengefasst

werden. Durch Lösen des Gleichungssystems

$$Aw = 0, \quad (1.2)$$

lassen sich die Elemente der Matrix W bestimmen, wenn diese im Vektor w wie folgt repräsentiert sind:

$$w = \begin{pmatrix} W^1 \\ W^2 \\ W^3 \end{pmatrix}. \quad (1.3)$$

Eine genaue Lösung ist aufgrund der oben erwähnten Messungenauigkeiten nicht möglich. Aus diesem Grund erfolgt die Berechnung anhand des Direct Linear Transform Algorithmus von Hartley und Zisserman [HZ04] unter Verwendung der Singulärwertzerlegung.

J. Betreute studentische Arbeiten

Die folgende Liste führt alle vom Autor betreuten studentischen Abschlussarbeiten in chronologischer Reihenfolge auf.

1. Rigide Registrierung von Ultraschall (Elastographie) und CT Bilddaten. *Sofia Omari*. Bachelorarbeit, Hochschule Darmstadt, Darmstadt, 2009.
2. Freihand 3D Ultraschall Rekonstruktion. *Oksan Günay*. Bachelorarbeit, Hochschule Darmstadt, Darmstadt, 2009.
3. Getrackter Freihand Ultraschall und 3D Volumen Rekonstruktion. *Henrike Ertel*. Bachelorarbeit, Hochschule Darmstadt, Darmstadt, 2010.
4. Intraoperative Navigation für die minimalinvasive Resektion von Nierentumoren. *Matthias Noll*. Diplomarbeit, Technische Universität Darmstadt, Darmstadt, 2010.
5. Homogene Verfeinerung von korrespondierenden Lebergefäßen aus CT und US Volumendatensätzen. *Alexander Kaisler*. Bachelorarbeit, Hochschule Darmstadt, Darmstadt, 2012.
6. Enhanced Vessel Segmentation in Ultrasound by Registration with CT. *Marcel Weiler*. Bachelorarbeit, Technische Universität Darmstadt, Darmstadt, 2013.

K. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Matthias Keil
Anschrift	Ulrichstr. 49, 60433 Frankfurt am Main Mobil: +49 177 8071038 Telefon: +49 69 94599959 E-Mail: matthias.keil@gmail.com
Geschlecht	männlich
Geboren am	6. Dezember 1980
Geburtsort	Magdeburg
Nationalität	deutsch
Familienstand	verheiratet, zwei Kinder

Ausbildung

12/2005	Universitätsabschluss zum Dipl.-Ing. für Computervisualistik , <i>Otto-von-Guericke-Universität</i> , Magdeburg, Sachsen-Anhalt, Deutschland Diplomarbeit zum Thema „Entwurf eines multimodalen Volumenvisualisierungssystems“ Notendurchschnitt 1,4
2000 – 2005	Studium der Computervisualistik , <i>Otto-von-Guericke-Universität</i> , Magdeburg, Sachsen-Anhalt, Deutschland
1999 – 2000	Wehrdienst , <i>Bundeswehr</i> , Augustdorf, Nordrhein-Westfalen, Deutschland
06/1999	Abitur , <i>Albert-Einstein-Gymnasium</i> , Magdeburg, Sachsen-Anhalt, Deutschland Notendurchschnitt 2,3
1987 – 1999	Grundschule und Gymnasium , Magdeburg, Sachsen-Anhalt, Deutschland

Beruflicher Werdegang

05/2008 – gegenwärtig	Wissenschaftlicher Mitarbeiter , <i>Fraunhofer Institut für Graphische Datenverarbeitung IGD</i> , Darmstadt, Hessen, Deutschland Wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Abteilung Cognitive Computing and Medical Imaging
06/2006 – 04/2008	Softwareentwickler , <i>VEPRO AG</i> , Pfungstadt, Hessen, Deutschland Softwareentwicklung verschiedener Module einer weltweit eingesetzten PACS-Lösung
10/2005 – 05/2006	Praktikant , <i>Siemens Medical Solutions</i> , Princeton, NJ, USA Auslandspraktikum nach Studienabschluss im Bereich medizinische Visualisierung
09/2003 – 02/2004	Praktikant , <i>DaimlerChrysler AG</i> , Research and Technology am Forschungsstandort Ulm, Baden-Württemberg, Deutschland Industriepraktikum mit dem Thema „Ampeldetektion in Grauwertbildern mit kaskadierten Klassifikatoren, Anwendung des AdaBoost-Algorithmus“

Eigene Veröffentlichungen

- [BKK⁺11] Billings, Seth ; Kapoor, Ankur ; Keil, Matthias ; Wood, Bradford J. ; Boctor, Emad: A hybrid surface/image-based approach to facilitate ultrasound/CT registration. In: D'hooge, Jan (Hrsg.) ; Dooley, Marvin M. (Hrsg.): *Proceedings SPIE Medical Imaging* Bd. 7968, SPIE, 2011, 79680V-1–79680V-12
- [FK07] Firle, Evelyn A. ; Keil, Matthias: Multi-Volume Visualization Using Spatialized Transfer Functions. Gradient- vs. Multi-Intensity-Based Approach. In: Lemke, Heinz U. (Hrsg.) ; International Society for Computer Aided Surgery (Veranst.): *International journal of computer assisted radiology and surgery* Bd. 2 International Society for Computer Aided Surgery, Springer, June 2007, 121–123
- [KKOLW13] Keil, Matthias ; Kaisler, Alexander ; Oyarzun Laura, Cristina ; Wesarg, Stefan: Refinement and expansion of matched vessel graphs for intraoperative deformable registration of hepatic CT and ultrasound. In: *Proceedings of SPIE Medical Imaging*, 2013
- [KLDW12] Keil, Matthias ; Laura, Cristina Oyarzun ; Drechsler, Klaus ; Wesarg, Stefan: Combining B-Mode and Color Flow Vessel Segmentation for Registration of Hepatic CT and Ultrasound Volumes. In: [RYBR12], 57–64
- [KN10] Keil, Matthias ; Noll, Matthias: Extending MITK by a Real-Time Online Video Overlay Navigation System for Minimally Invasive Surgery. In: *MIDAS Journal MICCAI 2010 Workshops* (2010), August, 1–9. <http://hdl.handle.net/10380/3184>
- [KN11] Keil, Matthias ; Noll, Matthias: A real-time online video overlay navigation system for minimally invasive laparoscopic tumor resection. In: Wong, Kenneth H. (Hrsg.) ; III, David R. Holmes (Hrsg.): *Proceedings SPIE Medical Imaging* Bd. 7964, SPIE, 2011, 796416
- [KOLW13] Keil, Matthias ; Oyarzun Laura, Cristina ; Wesarg, Stefan: Ultrasound B-Mode Segmentation for Registration with CT in Percutaneous Hepatic Interventions. Version: 2013. In: Drechsler, Klaus (Hrsg.) ; Erdt, Marius (Hrsg.) ; Linguraru, Marius-George (Hrsg.) ; Oyarzun Laura, Cristina (Hrsg.) ; Sharma, Karun (Hrsg.) ; Shekhar, Raj (Hrsg.) ; Wesarg, Stefan (Hrsg.): *Clinical Image-Based Procedures. From Planning to Intervention* Bd. 7761. Springer Berlin Heidelberg, 2013. – DOI 10.1007/978-3-642-38079-2_12. – ISBN 978-3-642-38078-5, 91–97
- [KSW⁺09] Keil, Matthias ; Stolka, Philipp J. ; Wiebel, Marion ; Sakas, Georgios ; McVeigh, Elliot R. ; Taylor, Russell H. ; Boctor, Emad: Ultrasound and CT registration Quality: Elastography vs. Classical B-Mode. In: *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009. ISBI '09.*, 2009. – ISSN 1945-7928, 967–970
- [OLDE⁺12] Oyarzun Laura, Cristina ; Drechsler, Klaus ; Erdt, Marius ; Keil, Matthias ; Noll, Matthias ; De Beni, Stefano ; Sakas, Georgios ; Solbiati, Luigi: Intraoperative Registration for Liver Tumor Ablation. Version: 2012. In: Yoshida, Hiroyuki (Hrsg.) ; Sakas, Georgios (Hrsg.) ; Linguraru, Marius (Hrsg.): *Abdominal Imaging. Computational and Clinical Applications* Bd. 7029. Springer Berlin / Heidelberg, 2012. – DOI 10.1007/978-3-642-28557-8_17. – ISBN 978-3-642-28556-1, 133–140

- [PSK⁺11] *Pierorazio, Phillip M. ; Stolka, Philipp J. ; Keil, Matthias ; Boctor, Emad ; Allaf, Mohamad E.: A 3D Elastography-guided System for Laparoscopic Partial Nephrectomy. In: Journal of Endourology 25 (2011), Nr. 9, A.36–A.37. http://bibcd.igd.fraunhofer.de/bibcd/INI_Science/posters-etc/11dp003.pdf*
- [RYBR12] *Ropinski, Timo (Hrsg.) ; Ynnerman, Anders (Hrsg.) ; Botha, Charl (Hrsg.) ; Roerdink, Jos (Hrsg.): Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine. Norrköping, Sweden : Eurographics Association, 2012 . – ISBN 978–3–905674–38–5*
- [SK10] *Steger, Sebastian ; Keil, Matthias: Automated Initialization and Region of Interest Detection for Successful Head Registration of Truncated CT/MR Head & Neck Images. In: 10th IEEE International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine (ITAB), 2010, 1–5*
- [SKS⁺10] *Stolka, Philipp J. ; Keil, Matthias ; Sakas, Georgios ; McVeigh, Elliot ; Allaf, Mohamad E. ; Taylor, Russell H. ; Boctor, Emad M.: A 3D-elastography-guided system for laparoscopic partial nephrectomies. In: Wong, Kenneth H. (Hrsg.) ; Miga, Michael I. (Hrsg.): Proceedings SPIE Medical Imaging Bd. 7625, SPIE, 2010, 76251I-1–76251I-12*

Literaturverzeichnis

- [AB02] Aylward, Stephen R. ; Bullitt, Elizabeth: Initialization, noise, singularities, and scale in height ridge traversal for tubular object centerline extraction. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 21 (2002), February, Nr. 2, 61–75. – DOI 10.1109/42.993126. – ISSN 0278–0062
- [ABPE96] Aylward, Stephen R. ; Bullitt, Elizabeth ; Pizer, S. ; Eberly, D.: Intensity ridge and widths for tubular object segmentation and description. In: *Proceedings of the Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis, 1996.*, 1996, 131–138
- [AG08] Atuegwu, N. C. ; Galloway, R. L.: Volumetric characterization of the Aurora magnetic tracker system for image-guided transorbital endoscopic procedures. In: *Physics in Medicine and Biology* 53 (2008), August, Nr. 16, 4355–4368. – DOI 10.1088/0031–9155/53/16/009
- [AJWB03] Aylward, Stephen R. ; Jomier, Julien ; Weeks, Sue ; Bullitt, Elizabeth: Registration and Analysis of Vascular Images. In: *International Journal of Computer Vision* 55 (2003), 123–138. – DOI 10.1023/A:1026126900358. – ISSN 0920–5691
- [APW10] Anderegg, S ; Peterhans, M ; Weber, S: Ultrasound Segmentation in Navigated Liver Surgery. In: *Annual Conference of the German Society for Computer and Robot assisted Surgery CURAC*, 2010, 173–177
- [Ari89] Aris, Rutherford: *Vectors, Tensors, and the Basic Equations of Fluid Mechanics*. Courier Dover Publications, 1989 (Dover Books on Engineering). <http://books.google.de/books?id=W1tiFsxDeDdMC>. – ISBN 9780486661100
- [Asc10] Ascension Technology Corporation (Hrsg.): *3D Guidance medSAFE - Installation and Operation Guide*. 940034 Rev F6. P.O. Box 527 Burlington, VT USA 05402: Ascension Technology Corporation, February 2010. <ftp://ftp.ascension-tech.com/MANUALS/medSAFE%20Installation%20and%20Operation%20Guide%20Rev%20F6.pdf>
- [AWB01] Aylward, Stephen R. ; Weeks, Sue ; Bullitt, Elizabeth: Analysis of the Parameter Space of a Metric for Registering 3D Vascular Images. Version: 2001. In: Niessen, Wiro (Hrsg.) ; Viergever, Max (Hrsg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2001* Bd. 2208. Springer Berlin / Heidelberg, 2001. – DOI 10.1007/3–540–45468–3_111. – ISBN 978–3–540–42697–4, 932–939
- [Ban08] Banchoff, Thomas F.: Interactive geometry and critical points. In: *The Electronic Journal of Mathematics and Technology* 2 (2008), June, Nr. 2, 1–13. <http://atcm.mathandtech.org/EP2007/Invited/Banchoff.pdf><http://www.highbeam.com/doc/1G1-180749504.html>
- [BB08b] Bauer, Christian ; Bischof, Horst: Extracting Curve Skeletons from Gray Value Images for Virtual Endoscopy. Version: 2008. In: Dohi, Takeyoshi (Hrsg.) ; Sakuma, Ichiro (Hrsg.) ; Liao, Hongen (Hrsg.): *Medical Imaging and Augmented Reality* Bd. 5128. Springer Berlin / Heidelberg, 2008. – DOI 10.1007/978–3–540–79982–5_43, 393–402

- [BB08c] Bauer, Christian ; Bischof, Horst: A Novel Approach for Detection of Tubular Objects and Its Application to Medical Image Analysis. Version: 2008. In: *Rigoll, Gerhard (Hrsg.): Pattern Recognition* Bd. 5096. Springer Berlin / Heidelberg, 2008. – DOI 10.1007/978-3-540-69321-5_17, 163–172
- [BCI⁺10] Berg, A. vom ; Candinas, D. ; Inderbitzin, D. ; Peterhans, M. ; Weber, S. ; Nolte, L.: Integration of computer assisted surgery and intraoperative navigation in complex liver surgery and tumorablation: First results after treatment of 10 patients. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 5 (2010), 117–121. – DOI 10.1007/s11548-010-0442-7. – ISSN 1861-6410
- [BDK⁺12] Billings, Seth ; Deshmukh, Nishikant ; Kang, Hyun Jae ; Taylor, Russell ; Bector, Emad M.: System for robot-assisted real-time laparoscopic ultrasound elastography. In: *Medical Imaging 2012: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling* 8216 (2012), 83161W-1–83161W-8. – DOI 10.1117/12.911086
- [BEL⁺09] Beller, Siegfried ; Eulenstein, Sebastian ; Lange, Thomas ; Hünnerbein, Michael ; Schlag, Peter: Upgrade of an optical navigation system with a permanent electromagnetic position control. In: *Journal of Hepato-Biliary-Pancreatic Surgery* 16 (2009), January, 165–170. – DOI 10.1007/s00534-008-0040-z. – ISSN 0944-1166
- [BHCW08] Birkfellner, Wolfgang ; Hummel, Johann ; Wilson, Emmanuel ; Cleary, Kevin: Tracking Devices. Version: 2008. In: *Peters, Terry (Hrsg.) ; Cleary, Kevin (Hrsg.): Image-Guided Interventions*. Springer US, 2008. – DOI 10.1007/978-0-387-73858-1_2. – ISBN 978-0-387-73858-1, 23–44
- [Bis82] Bismuth, Henri: Surgical anatomy and anatomical surgery of the liver. In: *World Journal of Surgery* 6 (1982), 3–9. – DOI 10.1007/BF01656368. – ISSN 0364-2313
- [BK08] Bradski, Gary ; Kaehler, Adrian: *Learning OpenCV: Computer Vision with the OpenCV Library*. Cambridge, MA : O'Reilly, 2008 <http://www.oreilly.de/catalog/9780596516130/>
- [Blo08] Block, Berthold: *Der Sono-Trainer*. 4. Thieme, 2008. – 304 S. <http://webshop.thieme.de/webshop/product/thieme/9783131255341/detail.jsf>
- [BM92] Besl, P.J. ; McKay, H.D.: A method for registration of 3-D shapes. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 14 (1992), February, Nr. 2, 239–256. – DOI 10.1109/34.121791. – ISSN 0162-8828
- [BMT10] *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering - Computergestützte Chirurgie*. Bd. 55. 2010 (S1)
- [BNL10] Back, M. ; Nimmesgern, T. ; Langwieler, E. T.: Single-Port-Access-Laparoskopie: Ein Überblick über die jüngste Entwicklung in der minimalinvasiven Chirurgie. In: *Zentralblatt für Chirurgie* 135 (2010), Nr. 02, 183–187. – DOI 10.1055/s-0029-1224753. – ISSN 0044-409X
- [Boo89] Bookstein, F.L.: Principal warps: thin-plate splines and the decomposition of deformations. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 11 (1989), June, Nr. 6, 567–585. – DOI 10.1109/34.24792. – ISSN 0162-8828
- [BPC⁺04] Betrouni, N. ; Palos, G. ; Coulanges, M. ; Vermandel, M. ; Maouche, S. ; Rousseau, J.: A method to register intra-treatment ultrasound images to pre-treatment images of prostate. In: *IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2004* Bd. 1, 2004, 1741–1744
- [BPG10] Barandiaran, Iñigo ; Paloc, Céline ; Graña, Manuel: Real-time optical marker-

- less tracking for augmented reality applications. In: *Journal of Real-Time Image Processing* 5 (2010), June, Nr. 2, 129–138. – DOI 10.1007/s11554-009-0140-2
- [BPKH05] Blackall, Jane M. ; Penney, Graeme P. ; King, Andrew P. ; Hawkes, David J.: Alignment of sparse freehand 3-D ultrasound with preoperative images of the liver using models of respiratory motion and deformation. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 24 (2005), November, Nr. 11, 1405–1416. – DOI 10.1109/T-MI.2005.856751. – ISSN 0278-0062
- [BPS⁺10] Bauer, Christian ; Pock, Thomas ; Sorantin, Erich ; Bischof, Horst ; Beichel, Reinhard: Segmentation of interwoven 3d tubular tree structures utilizing shape priors and graph cuts. In: *Medical Image Analysis* 14 (2010), April, Nr. 2, 172–184. – DOI 10.1016/j.media.2009.11.003. – ISSN 1361-8415
- [Bro71] Brown, Duane C.: Close-range camera calibration. In: *PHOTOGRAMMETRIC ENGINEERING* 37 (1971), Nr. 8, 855–866. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.14.6358>
- [BRW05] Brox, Thomas ; Rosenhahn, Bodo ; Weickert, Joachim: Three-Dimensional Shape Knowledge for Joint Image Segmentation and Pose Estimation. Version: 2005. In: Kropatsch, Walter (Hrsg.) ; Sablatnig, Robert (Hrsg.) ; Hanbury, Allan (Hrsg.): *Pattern Recognition* Bd. 3663. Springer Berlin / Heidelberg, 2005. – DOI 10.1007/11550518_14. – ISBN 978-3-540-28703-2, 109–116
- [BSC⁺99] Bansal, Ravi ; Staib, Lawrence H. ; Chen, Zhe ; Nath, Ravinder ; Duncan, James S.: Entropy-Based, Multiple-Portal-To-3DCT Registration for Prostate Radiotherapy Using Iteratively Estimated Segmentation. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 1999*, Springer Verlag, 1999, 567–578
- [BSMS⁺08] Baumhauer, M. ; Simpfendorfer, T. ; Müller-Stich, B. ; Teber, Dogu ; Gutt, C. ; Rassweiler, J. ; Meinzer, Hans-Peter ; Wolf, Ivo: Soft tissue navigation for laparoscopic partial nephrectomy. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 3 (2008), September, Nr. 3, 307–314. – DOI 10.1007/s11548-008-0216-7
- [BWW⁺98b] Birkfellner, Wolfgang ; Watzinger, Franz ; Wanschitz, Felix ; Enislidis, Georg ; Truppe, Michael ; Ewers, Rolf ; Bergmann, Helmar: Concepts and Results in the Development of a Hybrid Tracking System for CAS. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 1998* Bd. 1496/1998, 1998 (Lecture Notes in Computer Science), 343–351
- [Car10] Carus, T.: Single-port-Technik in der laparoskopischen Chirurgie. In: *Der Chirurg* 81 (2010), 431–440. – DOI 10.1007/s00104-009-1804-y. – ISSN 0009-4722
- [CCD⁺95] Crosthwaite, G. ; Chung, T. ; Dunkley, P. ; Shimi, S. ; Cuschieri, A.: Comparison of direct vision and electronic two- and three-dimensional display systems on surgical task efficiency in endoscopic surgery. In: *Br J Surg* 82 (1995), Jun, Nr. 6, 849–851. – DOI 10.1002/bjs.1800820640
- [CCK10] Chang, Ching-Haur ; Chang, Kang-Ming ; Ko, Hsien-Ju: Cancellation of high-frequency noise in ECG signals using adaptive filter without external reference. In: *Proceedings of the 3rd International Biomedical Engineering and Informatics (BMEI) Conference* Bd. 2, 2010, 787–790
- [CDC⁺11] Clements, Logan W. ; Dumpuri, Prashanth ; Chapman, William C. ; Dawant, Benoit M. ; Galloway, Robert L. ; Miga, Michael I.: Organ Surface Deformation Measurement and Analysis in Open Hepatic Surgery: Method and Preliminary Results From 12 Clinical Cases. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58 (2011), August, Nr. 8, 2280–2289. – DOI 10.1109/TBME.2011.2146782

- [CDZL11b] Chen, Yufei ; Drechsler, K. ; Zhao, Weidong ; Laura, C.O.: A Thinning-based Liver Vessel Skeletonization Method. In: *International Conference on Internet Computing Information Services (ICICIS)*, 2011, 2011, 152–155
- [CHE⁺08] Chopra, S.S. ; Hünerbein, M. ; Eulenstein, S. ; Lange, T. ; Schlag, P.M. ; Beller, S.: Development and validation of a three dimensional ultrasound based navigation system for tumor resection. In: *European Journal of Surgical Oncology (EJSO)* 34 (2008), Nr. 4, 456–461. – DOI DOI: 10.1016/j.ejso.2007.07.011. – ISSN 0748–7983
- [CO00] Croce, E. ; Olmi, S.: Intracorporeal knot-tying and suturing techniques in laparoscopic surgery: technical details. In: *Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons* 4 (2000), Nr. 1, 17–22. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3015354/?tool=pubmed>
- [CR03] Cañero, C. ; Radeva, P.: Vesselness enhancement diffusion. In: *Pattern Recognition Letters* 24 (2003), December, Nr. 16, 3141–3151. – DOI 10.1016/j.patrec.2003.08.001. – ISSN 0167–8655
- [CTH⁺02] Chen, Yunmei ; Thiruvankadam, S. ; Huang, Feng ; Gopinath, K.S. ; Brigg, R.W.: Simultaneous segmentation and registration for functional MR images. In: *16th International Conference on Pattern Recognition, 2002. Proceedings*. Bd. 1, 2002. – ISSN 1051–4651, 747–750
- [Daw02] Dawant, B.M.: Non-rigid registration of medical images: purpose and methods, a short survey. In: *Proceedings IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, 2002.*, 2002, 465–468
- [DBB08a] Dagon, B. ; Baur, C. ; Bettschart, V.: Real-time update of 3D deformable models for computer aided liver surgery. In: *19th International Conference on Pattern Recognition, 2008. ICPR 2008.*, 2008. – ISSN 1051–4651, 1–4
- [DBB08b] Dagon, Benoit ; Baur, Charles ; Bettschart, Vincent: A framework for intraoperative update of 3D deformable models in liver surgery. In: *30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS 2008*. Bd. 2008, 2008, 3235–3238
- [DKFH97] Davis, M.H. ; Khotanzad, A. ; Flamig, D.P. ; Harms, S.E.: A physics-based coordinate transformation for 3-D image matching. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 16 (1997), June, Nr. 3, 317–328. – DOI 10.1109/42.585766. – ISSN 0278–0062
- [DOL10a] Drechsler, Klaus ; Oyarzun Laura, Cristina: Comparison of Vesselness Functions for Multiscale Analysis of the Liver Vasculature. In: *10th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine (ITAB)*, 2010, 1–5
- [DOL10b] Drechsler, Klaus ; Oyarzun Laura, Cristina: Hierarchical decomposition of vessel skeletons for graph creation and feature extraction. In: *IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine (BIBM)*, 2010, 2010, 456–461
- [DOL10c] Drechsler, Klaus ; Oyarzun Laura, Cristina: A Novel Multiscale Integration Approach for Vessel Enhancement. In: *Dillon, Tharam et al. (Hrsg.) ; IEEE Computer Society Technical Committee on Computational Medicine (Veranst.): Twenty-Third IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems 2010 - CBMS 2010* IEEE Computer Society Technical Committee on Computational Medicine, 2010, 92–97
- [DOLW13] Drechsler, Klaus ; Oyarzun Laura, Cristina ; Wesarg, Stefan: Hepatic vein segmentation using wavefront propagation and multiscale vessel enhancement. In: *Proceedings of SPIE Medical Imaging* Bd. 8669, 2013, 86691A–86691A–7

- [DRB09] Deshmukh, Nishikant ; Rivaz, Hassan ; Boctor, Emad: *GPU-Based Elasticity Imaging Algorithms*. https://music.lcsr.jhu.edu/Research/GPU_Elasto. Version: 2009
- [DSS⁺11] Doerfler, N. ; Seidl, B. ; Shevchenko, N. ; Stenzel, R. ; Lueth, T.C.: Blood vessel detection in navigated ultrasound: An assistance system for liver resections. In: *Complex Medical Engineering (CME), 2011 IEEE/ICME International Conference on*, 2011, 445–450
- [EIBA07] Enquobahrie, Andinet ; Ibanez, Luis ; Bullit, Elizabeth ; Aylward, Stephen: Vessel Enhancing Diffusion Filter / Kitware Inc. CASILab, The University of North Carolina. Version: September 2007. <http://hdl.handle.net/1926/558>. 2007 (2). – Forschungsbericht
- [EL10] Elsayed, Khairy ; Lacor, Chris: Optimization of the cyclone separator geometry for minimum pressure drop using mathematical models and CFD simulations. In: *Chemical Engineering Science* 65 (2010), Nr. 22, 6048–6058. – DOI 10.1016/j.ces.2010.08.042. – ISSN 0009–2509
- [ERS08] Erdt, Marius ; Raspe, Matthias ; Suehling, Michael: Automatic Hepatic Vessel Segmentation Using Graphics Hardware. Version: 2008. In: Dohi, Takeyoshi (Hrsg.) ; Sakuma, Ichiro (Hrsg.) ; Liao, Hongen (Hrsg.): *Medical Imaging and Augmented Reality* Bd. 5128. Springer Berlin / Heidelberg, 2008. – DOI 10.1007/978–3–540–79982–5_44. – ISBN 978–3–540–79981–8, 403–412
- [ESKW10] Erdt, M. ; Steger, S. ; Kirschner, M. ; Wesarg, S.: Fast automatic liver segmentation combining learned shape priors with observed shape deviation. In: *IEEE 23rd International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS), 2010*, 2010. – ISSN 1063–7125, 249–254
- [ESS12] Erdt, Marius ; Steger, Sebastian ; Sakas, Georgios: Regmentation: A New View of Image Segmentation and Registration. In: *Journal of Radiation Oncology Informatics* 4 (2012), January, Nr. 1, 1–23. – DOI 10.5166/jroi–4–1–19
- [FBC⁺12] Foroughi, Pezhman ; Burgner, Jessica ; Choti, Michael A. ; Webster III, Robert J. ; Hager, Gregory D. ; Boctor, Emad M.: Towards intra-operative monitoring of ablation using tracked 3D ultrasound elastography and internal palpation. In: *Medical Imaging 2012: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy* 8320 (2012), 83200T–1–83200T–7. – DOI 10.1117/12.913988
- [FCR⁺09] Foroughi, Pezhman ; Csoma, Csaba ; Rivaz, Hassan ; Fichtinger, Gabor ; Zellars, Richard ; Hager, Gregory ; Boctor, Emad: Multi-modality fusion of CT, 3D ultrasound, and tracked strain images for breast irradiation planning. In: *Medical Imaging 2009: Ultrasonic Imaging and Signal Processing* 7265 (2009), 72651B–1–72651B–9. – DOI 10.1117/12.812878
- [FLR⁺98] Fuchs, Henry ; Livingston, Mark A. ; Raskar, Ramesh ; Colucci, D'nardo ; Keller, Kurtis ; State, Andrei ; Crawford, Jessica R. ; Rademacher, Paul ; Drake, Samuel H. ; Meyer, Anthony A.: Augmented Reality Visualization for Laparoscopic Surgery. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 1998* Bd. 1496/1998, 1998 (Lecture Notes in Computer Science), 934–943
- [FNVV98] Frangi, Alejandro ; Niessen, Wiro ; Vincken, Koen ; Viergever, Max: Multiscale vessel enhancement filtering. Version: 1998. In: Wells, William (Hrsg.) ; Colchester, Alan (Hrsg.) ; Delp, Scott (Hrsg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 1998* Bd. 1496. Springer Berlin / Heidelberg, 1998. – DOI 10.1007/BFb0056195, 130–137

- [Fre09] *Frericks, Bernd Benedikt Julius: Neue Strategien in Planung und Durchführung von Thermoablationen in der Leber*, Medizinische Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin, Habilitation, October 2009. http://www.diss.fu-berlin.de/diss/receive/FUDISS_thesis_000000013925
- [Fri11] *Friederich, Patrick: EKG-Monitoring der perioperativen Myokardischämie*. Version: 2011. http://www.draeger.de/sites/de_de/Pages/Krankenhaus/Wissensportal.aspx#Booklets, Abruf: 2012.06.16. online
- [FRM⁺09] *Fleming, Ioana N. ; Rivaz, Hassan ; Macura, Katarzyna ; Su, Li-Ming ; Hamper, Ulrike ; Lagoda, Gwen A. ; Burnett II, Arthur L. ; Lotan, Tamara ; Taylor, Russell H. ; Hager, Gregory D. ; Boctor, Emad M.: Ultrasound elastography: enabling technology for image guided laparoscopic prostatectomy*. In: *Medical Imaging 2009: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling* 7261 (2009), 72612I-1–72612I-12. – DOI 10.1117/12.806507
- [GBHN07] *Groher, Martin ; Bender, Frederik ; Hoffmann, Ralf-Thorsten ; Navab, Nassir: Segmentation-driven 2D-3D registration for abdominal catheter interventions*. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2007* 10 (2007), 527–535. – DOI 10.1007/978-3-540-75759-7_64
- [GKB⁺07] *Gholipour, Ali ; Kehtarnavaz, Nasser ; Briggs, Richard ; Devous, Michael ; Gopinath, Kaundinya: Brain Functional Localization: A Survey of Image Registration Techniques*. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 26 (2007), April, Nr. 4, 427–451. – DOI 10.1109/TMI.2007.892508. – ISSN 0278-0062
- [GLD⁺99] *Glombitza, Gerald ; Lamadé, Wolfram ; Demir, Athanasios M. ; Göpfert, Marc-Roger ; Mayer, Achim ; Bahner, Malte L. ; Meinzer, Hans-Peter ; Richter, Göte ; Lehnert, Thomas ; Herfarth, Christian: Virtual planning of liver resections: image processing, visualization and volumetric evaluation*. In: *International Journal of Medical Informatics* 53 (1999), Nr. 2-3, 225–237. – DOI 10.1016/S1386-5056(98)00162-2. – ISSN 1386-5056
- [GP08] *Galloway, Robert ; Peters, Terry: Overview and History of Image-Guided Interventions*. Version: 2008. In: *Peters, Terry (Hrsg.) ; Cleary, Kevin (Hrsg.): Image-Guided Interventions*. Springer US, 2008. – DOI 10.1007/978-0-387-73858-1_1. – ISBN 978-0-387-73858-1, 1–21
- [GPOSW11] *Gavaghan, K.A. ; Peterhans, M. ; Oliveira-Santos, T. ; Weber, S.: A Portable Image Overlay Projection Device for Computer-Aided Open Liver Surgery*. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 58 (2011), June, Nr. 6, 1855–1864. – DOI 10.1109/TBME.2011.2126572. – ISSN 0018-9294
- [GSM⁺07] *Guerrero, J. ; Salcudean, S.E. ; McEwen, J.A. ; Masri, B.A. ; Nicolaou, S.: Real-Time Vessel Segmentation and Tracking for Ultrasound Imaging Applications*. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 26 (2007), August, Nr. 8, 1079–1090. – DOI 10.1109/TMI.2007.899180. – ISSN 0278-0062
- [GTK⁺05] *Grenacher, L. ; Thorn, M. ; Knaebel, H. P. ; Vetter, M. ; Hassenpflug, P. ; Kraus, T. ; Meinzer, H. P. ; Büchler, M. W. ; Kauffmann, G. W. ; Richter, G. M.: Bedeutung der 3-D-Bildgebung und computerbasierten Nachverarbeitung für die Chirurgie der Leber und des Pankreas*. In: *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* 177 (2005), September, Nr. 09, 1219–1226. – DOI 10.1055/s-2005-858376. – ISSN 1438-9029
- [Gul04] *Gulden, Josef: Schonende Eingriffe mit hoher Präzision*. In: *Trillium-Report InnovationsManagement in der Medizin* 2 (2004), Nr. 4, 105–107.

- <http://www.trillium.de/content/trillium-report-medizininnovativ/archiv-trillium-report/band-2-1-4-2004.html>. – ISSN 1614–1946
- [HBO⁺10] Heldmann, Stefan ; Beuthien, Björn ; Olesch, Janine ; Papenberg, Nils ; Fischer, Bernd: Improved Minimal-Invasive Laparoscopic Liver Surgery by Registration of 3D CT and 2D Ultrasound Slices. In: *BMT 2010 - FAL-Sessions, Hot-Topic Sessions, Projektssessions (BMT 2010 - FAL-Sessions - Hot-Topic Sessions - Projektssessions)*. Rostock, Germany, 2010
- [HHS⁺99] Herline, Alan ; Herring, Jeannette ; Stefansic, James ; Chapman, William ; Galloway, Robert ; Dawant, Benoit: Surface Registration for Use in Interactive Image-Guided Liver Surgery. Version: 1999. In: Taylor, Chris (Hrsg.) ; Colchester, Alain (Hrsg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 1999* Bd. 1679. Springer Berlin / Heidelberg, 1999. – DOI 10.1007/10704282_97. – ISBN 978–3–540–66503–8, 892–899
- [HHS⁺00] Herline, A. J. ; Herring, J. L. ; Stefansic, J. D. ; Chapman, W. C. ; Galloway, RL Jr ; Dawant, B. M.: Surface registration for use in interactive, image-guided liver surgery. In: *Computer Aided Surgery* 5 (2000), Nr. 1, 11–17. – DOI 3.0.CO;2-G
- [HLC98] Hamadeh, A. ; Lavalée, S. ; Cinquin, P.: Automated 3-dimensional computed tomographic and fluoroscopic image registration. In: *Computer Aided Surgery* 3 (1998), Nr. 1, 11–19. – DOI 10.3109/10929089809148123
- [HMM⁺09] Hochberger, J. ; Menke, D. ; Matthes, K. ; Lamadé, W. ; Köhler, P.: Transluminale Interventionen ("NOTES") - Aktueller Stand. In: *Deutsche medizinische Wochenschrift* 134 (2009), Nr. 10, 467–472. – DOI 10.1055/s-0029-1208071. – ISSN 0012-0472
- [Hor87] Horn, Berthold K. P.: Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions. In: *Journal of the Optical Society of America A* 4 (1987), November, Nr. 4, 629–642. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.67.6649>
- [HP09a] Heldmann, Stefan ; Papenberg, Nils: A Scale-Space Approach for Image Registration of Vessel Structures. Version: 2009. In: Meinzer, Hans-Peter (Hrsg.) ; Deserno, Thomas Martin (Hrsg.) ; Handels, Heinz (Hrsg.) ; Tolxdorff, Thomas (Hrsg.) ; Brauer, W. (Hrsg.): *Bildverarbeitung für die Medizin 2009*. Springer Berlin Heidelberg, 2009 (Informatik aktuell). – DOI 10.1007/978–3–540–93860–6_28. – ISBN 978–3–540–93860–6, 137–141
- [HP09b] Heldmann, Stefan ; Papenberg, Nils: A Variational Approach for Volume-to-Slice Registration. Version: 2009. In: Tai, Xue-Cheng (Hrsg.) ; Mǎžrken, Knut (Hrsg.) ; Lysaker, Marius (Hrsg.) ; Lie, Knut-Andreas (Hrsg.): *Scale Space and Variational Methods in Computer Vision* Bd. 5567. Springer Berlin / Heidelberg, 2009. – DOI 10.1007/978–3–642–02256–2_52. – ISBN 978–3–642–02255–5, 624–635
- [HS97] Heikkilä, J. ; Silven, O.: A four-step camera calibration procedure with implicit image correction. In: *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 1997, 1106–1112
- [HSD⁺99] Herline, Alan J. ; Stefansic, James D. ; Debelak, Jacob P. ; Hartmann, Steven L. ; Pinson, C. Wright ; Galloway, Robert L. ; Chapman, William C.: Image-Guided Surgery: Preliminary Feasibility Studies of Frameless Stereotactic Liver Surgery. In: *Archives of Surgery* 134 (1999), Nr. 6, 644–650. – DOI 10.1001/archsurg.134.6.644
- [HSV⁺03a] Hassenpflug, P. ; Schobinger, M. ; Vetter, M. ; Ludwig, R. ; Wolf, I. ; Thorn, M. ; Grenacher, L. ; Richter, G. M. ; Uhl, W. ; Buchler, M. W. ; Meinzer, H. P.:

- Generation of attributed relational vessel graphs from three-dimensional freehand ultrasound for intraoperative registration in image-guided liver surgery. In: *Proceedings of SPIE* 5029 (2003), May, 222–230. – DOI 10.1117/12.479874
- [HSV⁺03b] *Hassenpflug*, Peter ; *Schöbinger*, Max ; *Vetter*, Marcus ; *Ludwig*, Roman ; *Wolf*, Ivo ; *Thorn*, Matthias ; *Grenacher*, Lars ; *Richter*, Götz Martin ; *Uhl*, Waldemar ; *Büchler*, Markus W. ; *Meinzer*, Hans-Peter: Intraoperative Gefäßrekonstruktion für die multimodale Registrierung zur bildgestützten Navigation in der Leberchirurgie. In: [WHH⁺03], 56–60
- [HVCs⁺01] *Hassenpflug*, P. ; *Vetter*, M. ; *Cárdenas S.*, Carlos E. ; *Thorn*, M. ; *Meinzer*, H.-P.: Navigation in liver surgery – results of a requirement analysis. In: *Computer Assisted Radiology and Surgery International Congress Series* 1230 (2001), Nr. 0, 1259–1260. – DOI 10.1016/S0531–5131(01)00266–7. – ISSN 0531–5131
- [HVT⁺01] *Hassenpflug*, Peter ; *Vetter*, Marcus ; *Thorn*, Matthias ; *Cárdenas S.*, Carlos E. ; *Glombitza*, Gerald ; *Lamadé*, Wolfram ; *Richter*, Götz Martin ; *Meinzer*, Hans-Peter: Navigation in Liver Surgery - Requirement Analysis and Possible Solutions / Deutsches Krebsforschungszentrum DKFZ. Version: 2001. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.22.3353>. 2001. – Article
- [HWR⁺10] *Hansen*, Christian ; *Wieferich*, Jan ; *Ritter*, Felix ; *Rieder*, Christian ; *Peitgen*, Heinz-Otto: Illustrative visualization of 3D planning models for augmented reality in liver surgery. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 5 (2010), 133–141. – DOI 10.1007/s11548–009–0365–3. – ISSN 1861–6410
- [HZ04] *Hartley*, R. I. ; *Zisserman*, A.: *Multiple View Geometry in Computer Vision*. Second. Cambridge University Press, ISBN: 0521540518, 2004 <http://www.robots.ox.ac.uk/~vgg/hzbook/>
- [HZB⁺10] *Heizmann*, Oleg ; *Zidowitz*, Stephan ; *Bourquain*, Holger ; *Potthast*, Silke ; *Peitgen*, Heinz-Otto ; *Oertli*, Daniel ; *Kettelhack*, Christoph: Assessment of Intraoperative Liver Deformation During Hepatic Resection: Prospective Clinical Study. In: *World Journal of Surgery* 34 (2010), 1887–1893. – DOI 10.1007/s00268–010–0561–x. – ISSN 0364–2313
- [JA04] *Jomier*, Julien ; *Aylward*, Stephen: Rigid and Deformable Vasculature-to-Image Registration: A Hierarchical Approach. Version: 2004. In: *Barillot*, Christian (Hrsg.) ; *Haynor*, David (Hrsg.) ; *Hellier*, Pierre (Hrsg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2004* Bd. 3216. Springer Berlin / Heidelberg, 2004. – DOI 10.1007/978–3–540–30135–6_101. – ISBN 978–3–540–22976–6, 829–836
- [JFH⁺02] *Jannin*, P. ; *Fitzpatrick*, J.M. ; *Hawkes*, D.J. ; *Pennec*, X. ; *Shahidl*, R. ; *Vannier*, M.W.: Validation of medical image processing in image-guided therapy. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 21 (2002), December, Nr. 12, 1445–1449. – DOI 10.1109/TMI.2002.806568. – ISSN 0278–0062
- [KBPH01] *King*, A.P. ; *Blackall*, J.M. ; *Penney*, G.P. ; *Hawkes*, D.J.: Tracking liver motion using 3-D ultrasound and a surface based statistical shape model. In: *IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis, 2001. MMBIA 2001.*, 2001, 145–152
- [KDE⁺12] *Kleemann*, Markus ; *Deichmann*, Steffen ; *Esnaashari*, Hamed ; *Besirevic*, Armin ; *Shahin*, Osama ; *Bruch*, Hans-Peter ; *Laubert*, Tilman: Laparoscopic Navigated Liver Resection: Technical Aspects and Clinical Practice in Benign Liver Tumors. In: *Case Reports in Surgery* 2012 (2012), 1–8. – DOI 10.1155/2012/265918

- [KDM⁺06] Khan, M Fawad ; Dogan, Selami ; Maataoui, Adel ; Wesarg, Stefan ; Gurung, Jessen ; Ackermann, Hanns ; Schiemann, Mirko ; Wimmer-Greinecker, Gerhard ; Vogl, Thomas J.: Navigation-Based Needle Puncture of a Cadaver Using a Hybrid Tracking Navigational System. In: *Investigative Radiology* 41 (2006), Nr. 10, 713–720. – DOI 713–720 10.1097/01.rli.0000236910.75905.cc
- [KDS⁺12] Kang, Hyun-Jae ; Deshmukh, Nishikant P. ; Stolka, Philipp ; Burdette, E. Clif ; Boctor, Emad M.: Ultrasound imaging software framework for real-time monitoring of acoustic ablation therapy. In: *Medical Imaging 2012: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy* 8320 (2012), 83201E-1–83201E-6. – DOI 10.1117/12.912362
- [KGSD95] Koller, Th. M. ; Gerig, G. ; Székely, G. ; Dettwiler, D.: Multiscale Detection of Curvilinear Structures in 2-D and 3-D Image Data. In: *Proceedings Fifth International Conference on Computer Vision (ICCV95)*, IEEE Computer Society Press, June 1995, 864–869
- [KiD12] Koch-Institut, Robert (Hrsg.) ; Deutschland e.V., Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in (Hrsg.): *Krebs in Deutschland 2007/2008*. http://www.krebsdaten.de/Krebs/DE/Content/Publikationen/Krebs_in_Deutschland/kid_2012/krebs_in_deutschland_2012.pdf?__blob=publicationFile. Version:2012
- [KKOLW13] Keil, Matthias ; Kaisler, Alexander ; Oyarzun Laura, Cristina ; Wesarg, Stefan: Refinement and expansion of matched vessel graphs for intraoperative deformable registration of hepatic CT and ultrasound. In: *Proceedings of SPIE Medical Imaging*, 2013
- [KLDW12] Keil, Matthias ; Laura, Cristina Oyarzun ; Drechsler, Klaus ; Wesarg, Stefan: Combining B-Mode and Color Flow Vessel Segmentation for Registration of Hepatic CT and Ultrasound Volumes. In: [RYBR12], 57–64
- [KN10] Keil, Matthias ; Noll, Matthias: Extending MITK by a Real-Time Online Video Overlay Navigation System for Minimally Invasive Surgery. In: *MIDAS Journal MICCAI 2010 Workshops* (2010), August, 1–9. <http://hdl.handle.net/10380/3184>
- [KN11] Keil, Matthias ; Noll, Matthias: A real-time online video overlay navigation system for minimally invasive laparoscopic tumor resection. In: Wong, Kenneth H. (Hrsg.) ; III, David R. Holmes (Hrsg.): *Proceedings SPIE Medical Imaging* Bd. 7964, SPIE, 2011, 796416
- [KOLW13] Keil, Matthias ; Oyarzun Laura, Cristina ; Wesarg, Stefan: Ultrasound B-Mode Segmentation for Registration with CT in Percutaneous Hepatic Interventions. Version:2013. In: Drechsler, Klaus (Hrsg.) ; Erdt, Marius (Hrsg.) ; Linguraru, MariusGeorge (Hrsg.) ; Oyarzun Laura, Cristina (Hrsg.) ; Sharma, Karun (Hrsg.) ; Shekhar, Raj (Hrsg.) ; Wesarg, Stefan (Hrsg.): *Clinical Image-Based Procedures. From Planning to Intervention* Bd. 7761. Springer Berlin Heidelberg, 2013. – DOI 10.1007/978-3-642-38079-2_12. – ISBN 978-3-642-38078-5, 91–97
- [KQ04] Kirbas, Cemil ; Quek, Francis: A review of vessel extraction techniques and algorithms. In: *ACM Comput. Surv.* 36 (2004), June, 81–121. – DOI 10.1145/1031120.1031121. – ISSN 0360-0300
- [Kra11] Kramme, Rüdiger (Hrsg.): *Medizintechnik. Verfahren – Systeme – Informationsverarbeitung*. 4. Berlin, Heidelberg : Springer, 2011. – ISBN 978-3-642-16186-5
- [KSW⁺09] Keil, Matthias ; Stolka, Philipp J. ; Wiebel, Marion ; Sakas, Georgios ; McVeigh, Elliot R. ; Taylor, Russell H. ; Boctor, Emad: Ultrasound and CT registration

- Quality: Elastography vs. Classical B-Mode. In: *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009. ISBI '09.*, 2009. – ISSN 1945–7928, 967–970
- [LABFL09] Lesage, David ; Angelini, Elsa D. ; Bloch, Isabelle ; Funka-Lea, Gareth: A review of 3D vessel lumen segmentation techniques: Models, features and extraction schemes. In: *Medical Image Analysis* 13 (2009), December, Nr. 6, 819–845. – DOI 10.1016/j.media.2009.07.011. – ISSN 1361–8415. – Includes Special Section on Computational Biomechanics for Medicine
- [LBB99] Llovet, Josep M. ; Brú, Concepció ; Bruix, Jordi: Prognosis of Hepatocellular Carcinoma: The BCLC Staging Classification. In: *Semin Liver Dis* 19 (1999), Nr. 03, 329–338. – DOI 10.1055/s-2007-1007122. ISBN 0272–8087
- [LBRS07] Lee, Jack ; Beighley, Patricia ; Ritman, Erik ; Smith, Nicolas: Automatic segmentation of 3D micro-CT coronary vascular images. In: *Medical Image Analysis* 11 (2007), Nr. 6, 630–647. – DOI 10.1016/j.media.2007.06.012. – ISSN 1361–8415
- [LC87] Lorensen, William E. ; Cline, Harvey E.: Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. In: *SIGGRAPH Computer Graphics* 21 (1987), August, Nr. 4, 163–169. – DOI 10.1145/37402.37422. – ISSN 0097–8930
- [LCB⁺97] Lorenz, C. ; Carlsen, I. ; Buzug, T. ; Fassnacht, C. ; Weese, J.: Multi-scale line segmentation with automatic estimation of width, contrast and tangential direction in 2D and 3D medical images. Version: 1997. In: Troccaz, Jocelyne (Hrsg.) ; Grimson, Eric (Hrsg.) ; Mösges, Ralph (Hrsg.): *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine - MRCAS'97* Bd. 1205. Springer Berlin / Heidelberg, 1997. – DOI 10.1007/BFb0029242. – ISBN 978–3–540–62734–0, 233–242
- [LCMY07] Lerotic, Mirna ; Chung, Adrian ; Mylonas, George ; Yang, Guang-Zhong: *pq-space Based Non-Photorealistic Rendering for Augmented Reality*. Version: 2007. In: Ayache, Nicholas (Hrsg.) ; Ourselin, Sébastien (Hrsg.) ; Maeder, Anthony (Hrsg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2007* Bd. 4792. Springer Berlin / Heidelberg, 2007. – DOI 10.1007/978–3–540–75759–7_13. – ISBN 978–3–540–75758–0, 102–109
- [LEH⁺04] Lange, Thomas ; Eulenstein, Sebastian ; Hünerbein, Michael ; Lamecker, Hans ; Schlag, Peter-Michael: Augmenting intraoperative 3D ultrasound with preoperative models for navigation in liver surgery. In: *Proceedings MICCAI 2004*, 2004, 534–541
- [LEHS03] Lange, Thomas ; Eulenstein, Sebastian ; Hünerbein, Michael ; Schlag, Peter-Michael: Vessel-Based Non-Rigid Registration of MR/CT and 3D Ultrasound for Navigation in Liver Surgery. In: *Computer Aided Surgery* 8 (2003), Nr. 5, 228–240. – DOI 10.3109/10929080309146058
- [LEKS10] Lange, T. ; Eulenstein, S. ; Kraft, S. ; Schlag, P.M.: Electromagnetic Anchor Tracking for Soft Tissue Navigation. In: *Annual Conference of the German Society for Computer and Robot assisted Surgery CURAC*, 2010, 211–213
- [LFG⁺01] Lorigo, L.M. ; Faugeras, O.D. ; Grimson, W.E.L. ; Keriven, R. ; Kikinis, R. ; Nabavi, A. ; Westin, C.-F.: CURVES: Curve evolution for vessel segmentation. In: *Medical Image Analysis* 5 (2001), Nr. 3, 195–206. – DOI 10.1016/S1361–8415(01)00040–8. – ISSN 1361–8415
- [LFU⁺11] Lamadé, Wolfram ; Friedrich, Colin ; Ulmer, Christoph ; Basar, Tarkan ; Weiß, Heinz ; Thon, Klaus-Peter: Impact of body image on patients' attitude towards conventional, minimal invasive, and natural orifice surgery. In: *Langenbeck's Ar-*

- chives of Surgery* 396 (2011), 331–336. – DOI 10.1007/s00423-010-0669-3. – ISSN 1435–2443
- [LKC94] Lee, T.C. ; Kashyap, R.L. ; Chu, C.N.: Building Skeleton Models via 3-D Medial Surface Axis Thinning Algorithms. In: *CVGIP: Graphical Models and Image Processing* 56 (1994), Nr. 6, 462–478. – DOI 10.1006/cgip.1994.1042. – ISSN 1049–9652
- [LMPT04] Leroy, Antoine ; Mozer, Pierre ; Payan, Yohan ; Troccaz, Jocelyne: Rigid Registration of Freehand 3D Ultrasound and CT-Scan Kidney Images. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2004* Bd. 3216, 2004 (Lecture notes in computer science), 837–844
- [LNLR11] Lee, Duhgoon ; Nam, Woo Hyun ; Lee, Jae Young ; Ra, Jong Beom: Non-rigid registration between 3D ultrasound and CT images of the liver based on intensity and gradient information. In: *Physics in Medicine and Biology* 56 (2011), January, Nr. 1, 117–137. – DOI 10.1088/0031-9155/56/1/008
- [LPG95] Loupas, T. ; Powers, J.T. ; Gill, R.W.: An axial velocity estimator for ultrasound blood flow imaging, based on a full evaluation of the Doppler equation by means of a two-dimensional autocorrelation approach. In: *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 42 (1995), July, Nr. 4, 672–688. – DOI 10.1109/58.393110
- [LPH⁺09] Lange, Thomas ; Papenberg, Nils ; Heldmann, Stefan ; Modersitzki, Jan ; Fischer, Bernd ; Lamecker, Hans ; Schlag, Peter: 3D ultrasound-CT registration of the liver using combined landmark-intensity information. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 4 (2009), 79–88. – DOI 10.1007/s11548-008-0270-1. – ISSN 1861–6410
- [LRH⁺05] Lang, Hauke ; Radtke, Arnold ; Hindennach, Milo ; Schroeder, Tobias ; Frühauf, Nils R. ; Malagó, Massimo ; Bourquain, Holger ; Peitgen, Heinz-Otto ; Oldhafer, Karl J. ; Broelsch, Christoph E.: Impact of virtual tumor resection and computer-assisted risk analysis on operation planning and intraoperative strategy in major hepatic resection. In: *Archives of Surgery* 140 (2005), Nr. 7, 629–638. – DOI 10.1001/archsurg.140.7.629
- [LS10] Lüth, T. ; Strauß, G.: Diskussion unterschiedlicher Assistenzmethoden für die Endoskopie aus technischer Sicht. In: *Endoskopie heute* 23 (2010), Nr. 01, 53–58. – DOI 10.1055/s-0030-1247278
- [LSA03] Lorenzen, J. ; Sinkus, R. ; Adam, G.: Elastographie: Quantitative Bildgebung der elastischen Gewebeeigenschaften. In: *Fortschr Röntgenstr* 175 (2003), Nr. 05, 623–630. – DOI 10.1055/s-2003-39199. ISBN 1438–9029
- [LSB09] Lo, Pechin ; Sparring, Jon ; Bruijne, Marleen de: Multiscale Vessel-guided Airway Tree Segmentation. In: *Proceedings of The Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis - Exact'09 MICCAI*, 2009, 323–332
- [LVH⁺02] Lamadé, Wolfram ; Vetter, M. ; Hassenpflug, P. ; Thorn, Matthias ; Meinzer, Hans-Peter ; Herfarth, Christian: Navigation and image-guided HBP surgery: a review and preview. In: *Journal of Hepato-Biliary-Pancreatic Surgery* 9 (2002), April, 592–599. – DOI 10.1007/s005340200079. – ISSN 0944–1166
- [LY07] Li, Hua ; Yezzi, A.: Vessels as 4-D Curves: Global Minimal 4-D Paths to Extract 3-D Tubular Surfaces and Centerlines. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 26 (2007), September, Nr. 9, 1213–1223. – DOI 10.1109/TMI.2007.903696. – ISSN 0278–0062

- [LZYC10] Lu, Xuesong ; Zhang, Su ; Yang, Wei ; Chen, Yazhu: SIFT and shape information incorporated into fluid model for non-rigid registration of ultrasound images. In: *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 100 (2010), November, Nr. 2, 123–131. – DOI 10.1016/j.cmpb.2010.03.005. – ISSN 0169–2607
- [MBS⁺10] Martens, V. ; Besirevic, A. ; Shahin, O. ; Kleemann, M. ; Schlaefer, A.: Elastische Registrierung der Leber mit laparoskopischem Ultraschall in drei Schritten. In: *Annual Conference of the German Society for Computer and Robot assisted Surgery CURAC*, 2010, 179–182
- [MBSK10] Martens, Volker ; Beširević, Armin ; Shahin, Osama ; Kleemann, Markus: LapAssistent - computer assisted laparoscopic liver surgery. In: *BMT*, 2010, 1–4. – Special session, no peer-review
- [MCV⁺96] Maes, F. ; Collignon, A. ; Vandermeulen, D. ; Marchal, G. ; Suetens, P.: Multimodality image registration by maximization of mutual information. In: *Proceedings of the Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, 1996., 1996, 14–22
- [MFF⁺08] Megali, Giuseppe ; Ferrari, Vincenzo ; Freschi, Cinzia ; Morabito, Bruno ; Cavallo, Filippo ; Turini, Giuseppe ; Troia, Elena ; Cappelli, Carla ; Pietrabissa, Andrea ; Tonet, Oliver ; Cuschieri, Alfred ; Dario, Paolo ; Mosca, Franco: EndoCAS navigator platform: a common platform for computer and robotic assistance in minimally invasive surgery. In: *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 4 (2008), September, Nr. 3, 242–251. – DOI 10.1002/rcs.203
- [MFH⁺12] Mercier, Laurence ; Fonov, Vladimir ; Haegelen, Claire ; Del Maestro, Rolando ; Petrecca, Kevin ; Collins, D.: Comparing two approaches to rigid registration of three-dimensional ultrasound and magnetic resonance images for neurosurgery. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 7 (2012), 125–136. – DOI 10.1007/s11548-011-0620-2. – ISSN 1861–6410
- [MHV⁺01] Mattes, David ; Haynor, David R. ; Vesselle, Hubert ; Lewellyn, Thomas K. ; Eubank, William: Nonrigid multimodality image registration. In: Sonka, Milan (Hrsg.) ; Hanson, Kenneth M. (Hrsg.): *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series* Bd. 4322, SPIE, July 2001 (Presented at the Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference 1), 1609–1620
- [MK01a] Masutani, Yoshitaka ; Kimura, Fumihiko: Modally Controlled Free Form Deformation for Non-rigid Registration in Image-Guided Liver Surgery. Version: 2001. In: Niessen, Wiro (Hrsg.) ; Viergever, Max (Hrsg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2001* Bd. 2208. Springer Berlin / Heidelberg, 2001. – DOI 10.1007/3-540-45468-3_192. – ISBN 978-3-540-42697-4, 1275–1278
- [MK01b] Masutani, Yoshitaka ; Kimura, Fumihiko: A new modal representation of liver deformation for non-rigid registration in image-guided surgery. In: *International Congress Series* 1230 (2001), Nr. 0, 20–26. – DOI 10.1016/S0531-5131(01)00005-X. – ISSN 0531–5131
- [MKL10] Markert, Mathias ; Koschany, Angelika ; Lueth, Tim: Tracking of the liver for navigation in open surgery. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 5 (2010), August, 229–235. – DOI 10.1007/s11548-009-0395-x. – ISSN 1861–6410
- [MSBK09] Martens, Volker ; Schlichting, Stefan ; Besirevic, Armin ; Kleemann, Markus: LapAssistent - a laparoscopic liver surgery assistance system. In: *4th European Con-*

- ference of the International Federation for Medical and Biological Engineering Bd. 22, 2009 (IFMBE Proceedings), 121–125
- [MST10] Mohan, V. ; Sundaramoorthi, G. ; Tannenbaum, A.: Tubular Surface Segmentation for Extracting Anatomical Structures From Medical Imagery. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 29 (2010), December, Nr. 12, 1945–1958. – DOI 10.1109/T-MI.2010.2050896. – ISSN 0278–0062
- [MTC02] Meinzer, Hans-Peter ; Thorn, Matthias ; Cárdenas, Carlos E: Computerized planning of liver surgery - an overview. In: *Computers & Graphics* 26 (2002), Nr. 4, 569–576. – DOI 10.1016/S0097–8493(02)00102–4. – ISSN 0097–8493
- [MTY⁺07] Masuzaki, Ryota ; Tateishi, Ryosuke ; Yoshida, Haruhiko ; Sato, Takahisa ; Ohki, Takamasa ; Goto, Tadashi ; Yoshida, Hideo ; Sato, Shinpei ; Sugioaka, Yosuke ; Ikeda, Hitoshi ; Shiina, Shuichiro ; Kawabe, Takao ; Omata, Masao: Assessing liver tumor stiffness by transient elastography. In: *Hepatology International* 1 (2007), Nr. 3, 394–397. – DOI 10.1007/s12072–007–9012–7. – ISSN 1936–0533
- [Mur01] Murphy, Donald L.: Endoscopic suturing and knot tying: theory into practice. In: *Annals of Surgery* 234 (2001), November, Nr. 5, 607–612. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1422098/>
- [MV96] Maintz, J. B. Antoine ; Viergever, Max A.: An Overview of Medical Image Registration Methods / In Symposium of the Belgian hospital physicists association (SBPH-BVZF). Version: 1996. 1996. – Forschungsbericht
- [MV98] Maintz, J.B. Antoine ; Viergever, Max A.: A survey of medical image registration. In: *Medical Image Analysis* 2 (1998), Nr. 1, 1–36. – DOI 10.1016/S1361–8415(01)80026–8. – ISSN 1361–8415
- [MVL⁺06] Manniesing, R. ; Velthuis, B.K. ; Leeuwen, M.S. van ; Schaaf, I.C. van der ; Laar, P.J. van ; Niessen, W.J.: Level set based cerebral vasculature segmentation and diameter quantification in CT angiography. In: *Medical Image Analysis* 10 (2006), Nr. 2, 200–214. – DOI 10.1016/j.media.2005.09.001. – ISSN 1361–8415
- [MVN06] Manniesing, Rashindra ; Viergever, Max A. ; Niessen, Wiro J.: Vessel enhancing diffusion: A scale space representation of vessel structures. In: *Medical Image Analysis* 10 (2006), December, Nr. 6, 815–825. – DOI 10.1016/j.media.2006.06.003. – ISSN 1361–8415
- [NGS05] Nicolau, Stephane A. ; Goffin, Laurent ; Soler, Luc: A low cost and accurate guidance system for laparoscopic surgery: validation on an abdominal phantom. In: *VRST '05: Proceedings of the ACM symposium on Virtual reality software and technology*. New York, NY, USA : ACM, 2005. – ISBN 1–59593–098–1, 124–133
- [NKL⁺12] Nam, Woo Hyun ; Kang, Dong-Goo ; Lee, Duhgoon ; Lee, Jae Young ; Ra, Jong Beom: Automatic registration between 3D intra-operative ultrasound and pre-operative CT images of the liver based on robust edge matching. In: *Physics in Medicine and Biology* 57 (2012), Nr. 1, 69. – DOI 10.1088/0031–9155/57/1/69
- [NKL^R10] Nam, Woo Hyun ; Kang, Dong-Goo ; Lee, Duhgoon ; Ra, Jong Beom: Robust registration of 3-D ultrasound and CT images of the liver for image-guided intervention. In: *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2010*, 2010. – ISSN 1945–7928, 1201–1204
- [NM65] Nelder, J. A. ; Mead, R.: A Simplex Method for Function Minimization. In: *The Computer Journal* 7 (1965), Nr. 4, 308–313. – DOI 10.1093/comjnl/7.4.308
- [NNB11] Noble, J. Alison ; Navab, Nassir ; Becher, H.: Ultrasonic image analysis and

- image-guided interventions. In: *Interface Focus* 1 (2011), Nr. 4, 673–685. – DOI 10.1098/rsfs.2011.0025
- [Nol10] Noll, Matthias: *Intraoperative Navigation für die minimalinvasive Resektion von Nierentumoren*. Fachbereich 20 - Informatik, Technische Universität Darmstadt, Diplomarbeit, March 2010. <http://publica.fraunhofer.de/dokumente/N-154680.html>
- [NSW⁺04] Nelson, Heidi ; Sargent, Daniel J. ; Wieand, H. Sam ; Fleshman, James ; Anvari, Mehran ; Stryker, Steven J. ; Beart, Robert W. Jr. ; Hellinger, Michael ; Flanagan, Richard Jr. ; Peters, Walter ; Ota, David: A Comparison of Laparoscopically Assisted and Open Colectomy for Colon Cancer. In: *New England Journal of Medicine* 350 (2004), Nr. 20, 2050–2059. – DOI 10.1056/NEJMoa032651
- [NUG⁺08] Nakamoto, Masahiko ; Ukimura, Osamu ; Gill, Inderbir S. ; Mahadevan, Arul ; Miki, Tsuneharu ; Hashizume, Makoto ; Sato, Yoshinobu: Realtime Organ Tracking for Endoscopic Augmented Reality Visualization Using Miniature Wireless Magnetic Tracker. In: Dohi, Takeyoshi (Hrsg.) ; Sakuma, Ichiro (Hrsg.) ; Liao, Hongen (Hrsg.): *Medical Imaging and Augmented Reality* Bd. 5128, Springer, 2008 (Lecture Notes in Computer Science). – ISBN 978–3–540–79981–8, 359–366
- [OCP⁺91] Ophir, J. ; Céspedes, I. ; Ponnekanti, H. ; Yazdi, Y. ; Li, X.: Elastography: A Quantitative Method for Imaging the Elasticity of Biological Tissues. In: *Ultrasonic Imaging* 13 (1991), 111–134. – DOI 10.1016/0161–7346(91)90079–W
- [OLD11b] Oyarzun Laura, Cristina ; Drechsler, Klaus: Graph to graph matching: Facing clinical challenges. In: *24th International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS), 2011*, 2011. – ISSN 1063–7125, 1–6
- [OLDE⁺12] Oyarzun Laura, Cristina ; Drechsler, Klaus ; Erdt, Marius ; Keil, Matthias ; Noll, Matthias ; De Beni, Stefano ; Sakas, Georgios ; Solbiati, Luigi: Intraoperative Registration for Liver Tumor Ablation. Version: 2012. In: Yoshida, Hiroyuki (Hrsg.) ; Sakas, Georgios (Hrsg.) ; Linguraru, Marius (Hrsg.): *Abdominal Imaging. Computational and Clinical Applications* Bd. 7029, Springer Berlin / Heidelberg, 2012. – DOI 10.1007/978–3–642–28557–8_17. – ISBN 978–3–642–28556–1, 133–140
- [OPL⁺09] Olesch, Janine ; Papenberg, Nils ; Lange, Thomas ; Conrad, Matthias ; Fischer, Bernd: Matching CT and ultrasound data of the liver by landmark constrained image registration. In: Miga, Michael I. (Hrsg.) ; Wong, Kenneth H. (Hrsg.): *Proceedings of SPIE - The international society for optical engineering* Bd. 7261, SPIE, 2009, 72610G
- [OS88] Osher, Stanley ; Sethian, James A: Fronts propagating with curvature-dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations. In: *Journal of Computational Physics* 79 (1988), Nr. 1, 12–49. – DOI 10.1016/0021–9991(88)90002–2. – ISSN 0021–9991
- [Osh06] Osher, Stanley ; Osher, Stanley (Hrsg.) ; Paragios, Nikos (Hrsg.): *Geometric Level Set Methods in Imaging, Vision, and Graphics*. Springer, 2006 <http://www.springerlink.com/content/978-0-387-95488-2>
- [OSHPW10] Oliveira-Santos, T. ; Hofmann, S. ; Peterhans, M. ; Weber, S.: Soft Tissue Surface Tracking for Open Liver Surgery. In: *Annual Conference of the German Society for Computer and Robot assisted Surgery CURAC*, 2010, 39–43
- [PB07] Preim, Bernhard ; Bartz, Dirk: *Visualization in Medicine: Theory, Algorithms, and Applications*. San Francisco, CA, USA : Elsevier, Morgan Kaufmann Publishers Inc., 2007 (The Morgan Kaufmann Series in Computer Graphics). <http://>

- //www.sciencedirect.com/science/book/9780123705969. – ISBN 978–0–12–370596–9
- [PBB05] Pock, Thomas ; Beichel, Reinhard ; Bischof, Horst: A Novel Robust Tube Detection Filter for 3D Centerline Extraction. Version: 2005. In: *Kalviainen, Heikki (Hrsg.) ; Parkkinen, Jussi (Hrsg.) ; Kaarna, Arto (Hrsg.): Image Analysis* Bd. 3540. Springer Berlin / Heidelberg, 2005. – DOI 10.1007/11499145_49, 481–490
- [PBD⁺11] Peterhans, M. ; Berg, A. vom ; Dagon, B. ; Inderbitzin, D. ; Baur, C. ; Candinas, D. ; Weber, S.: A navigation system for open liver surgery: design, workflow and first clinical applications. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 7 (2011), Nr. 1, 7–16. – DOI 10.1002/rcs.360. – ISSN 1478–596X
- [PBH⁺01] Penney, Graeme P. ; Blackall, Jane M. ; Hayashi, Daichi ; Sabharwal, Tarun ; Adam, Andreas ; Hawkes, David J.: Overview of an ultrasound to CT or MR registration system for use in thermal ablation of liver metastases. In: *Proceedings of Medical Image Understanding and Analysis MIUA, MIUA, July 2001*, 65–68
- [PBH⁺04] Penney, Graeme P. ; Blackall, Jane M. ; Hamady, M. S. ; Sabharwal, Tarun ; Adam, Andreas ; Hawkes, David J.: Registration of freehand 3D ultrasound and magnetic resonance liver images. In: *Medical Image Analysis* 8 (2004), July, Nr. 1, 81–91. – DOI 10.1016/j.media.2003.07.003. – ISSN 1361–8415
- [PF03] Pluim, Josien P.W. ; Fitzpatrick, J. Michael: Image Registration. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 22 (2003), November, Nr. 11, 1341–1343. – DOI 10.1109/TMI.2003.819272. – ISSN 0278–0062
- [PFG⁺06] Pohl, Kilian M. ; Fisher, John ; Grimson, W. Eric L. ; Kikinis, Ron ; Wells, William M.: A Bayesian model for joint segmentation and registration. In: *NeuroImage* 31 (2006), Nr. 1, 228–239. – DOI 10.1016/j.neuroimage.2005.11.044. – ISSN 1053–8119
- [PGJD08] Putten, E. P. Westebring van der ; Goossens, R. H. M. ; Jakimowicz, J. J. ; Dankelman, J.: Haptics in minimally invasive surgery - a review. In: *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies* 17 (2008), Nr. 1, 3–16. – DOI 10.1080/13645700701820242
- [PJBB05] Pock, Thomas ; Janko, Christian ; Beichel, Reinhard ; Bischof, Horst: Multiscale Medialness for Robust Segmentation of 3D Tubular Structures. In: *10th Computer Vision Winter Workshop*. Institute for Computer Graphics and Vision, Graz University of Technology Infeldgasse 16/2, A-8010 Graz, Austria : Graz University of Technology, February 2005, 93–102
- [PMV⁺12] Pratt, Philip ; Mayer, Erik ; Vale, Justin ; Cohen, Daniel ; Edwards, Eddie ; Darzi, Ara ; Yang, Guang-Zhong: An effective visualisation and registration system for image-guided robotic partial nephrectomy. In: *Journal of Robotic Surgery* 6 (2012), 23–31. – DOI 10.1007/s11701–011–0334–z. – ISSN 1863–2483
- [Pom11] Pommi, Doris: Angiographie in der interventionellen Radiologie. In: [Kra11], Kapitel 24, S. 417–420
- [Pow64] Powell, M. J. D.: An efficient method for finding the minimum of a function of several variables without calculating derivatives. In: *The Computer Journal* 7 (1964), Nr. 2, 155–162. – DOI 10.1093/comjnl/7.2.155
- [PRS⁺01] Porter, B.C. ; Rubens, D.J. ; Strang, J.G. ; Smith, J. ; Totterman, S. ; Parker, K.J.: Three-dimensional registration and fusion of ultrasound and MRI using major vessels as fiducial markers. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 20 (2001), April, Nr. 4, 354–359. – DOI 10.1109/42.921484. – ISSN 0278–0062

- [PSK⁺11] *Pierorazio, Phillip M. ; Stolka, Philipp J. ; Keil, Matthias ; Boctor, Emad ; Allaf, Mohamad E.: A 3D Elastography-guided System for Laparoscopic Partial Nephrectomy. In: Journal of Endourology 25 (2011), Nr. 9, A.36–A.37. http://bibcd.igd.fraunhofer.de/bibcd/INI_Science/posters-etc/11dp003.pdf*
- [RA10] *Rueckert, D. ; Aljabar, P.: Nonrigid Registration of Medical Images: Theory, Methods, and Applications [Applications Corner]. In: IEEE Signal Processing Magazine 27 (2010), July, Nr. 4, 113–119. – DOI 10.1109/MSP.2010.936850. – ISSN 1053–5888*
- [RCRR08] *Raman, Jay D. ; Cadeddu, Jeffrey A. ; Rao, Pradeep ; Rane, Abhay: Single-incision laparoscopic surgery: initial urological experience and comparison with natural-orifice transluminal endoscopic surgery. In: BJU International 101 (2008), Nr. 12, 1493–1496. – DOI 10.1111/j.1464–410X.2008.07586.x. – ISSN 1464–410X*
- [Roh00] *Rohr, Karl: Elastic Registration of Multimodal Medical Images: A Survey. In: KI - Künstliche Intelligenz 3 (2000), March, 11–17. <http://www.kuenstliche-intelligenz.de/index.php?id=%3A%201952>. – ISSN 0933–1875*
- [Roh12] *Rohlfing, T.: Image Similarity and Tissue Overlaps as Surrogates for Image Registration Accuracy: Widely Used but Unreliable. In: IEEE Transactions on Medical Imaging 31 (2012), February, Nr. 2, 153–163. – DOI 10.1109/TMI.2011.2163944. – ISSN 0278–0062*
- [RPD08] *Risser, L. ; Plouraboue, F. ; Descombes, X.: Gap Filling of 3-D Microvascular Networks by Tensor Voting. In: IEEE Transactions on Medical Imaging 27 (2008), May, Nr. 5, 674–687. – DOI 10.1109/TMI.2007.913248. – ISSN 0278–0062*
- [RYBR12] *Ropinski, Timo (Hrsg.) ; Ynnerman, Anders (Hrsg.) ; Botha, Charl (Hrsg.) ; Rordink, Jos (Hrsg.): Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine. Norrköping, Sweden : Eurographics Association, 2012 . – ISBN 978–3–905674–38–5*
- [Sat05] *Sato, Yoshinobu: Hessian-Based Multiscale Enhancement, Description, and Quantification of Second-Order 3-D Local Structures from Medical Volume Data. Version: 2005. In: Micheli-Tzanakou, Evangelia (Hrsg.) ; Suri, Jasjit S. (Hrsg.) ; Wilson, David L. (Hrsg.) ; Laxminarayan, Swamy (Hrsg.): Handbook of Biomedical Image Analysis. Springer US, 2005 (Topics in Biomedical Engineering International Book Series). – DOI 10.1007/0–306–48606–7_10. – ISBN 978–0–306–48606–7, 531–589*
- [SBB⁺12] *Schumann, Christian ; Bieberstein, Jennifer ; Braunewell, Stefan ; Niethammer, Matthias ; Peitgen, Heinz-Otto: Visualization support for the planning of hepatic needle placement. In: International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery 7 (2012), 191–197. – DOI 10.1007/s11548–011–0624–y. – ISSN 1861–6410*
- [SBK94] *Soper, Nathaniel J. ; Brunt, L. Michael ; Kerbl, Kurt: Laparoscopic General Surgery. In: New England Journal of Medicine 330 (1994), Nr. 6, 409–419. – DOI 10.1056/NEJM199402103300608*
- [Sch04] *Schwald, Helmut; Schnaider Michael; Wesarg Stefan; Röddiger Sandra; Dogan Selami Bernd; Seibert: Implementation and evaluation of an augmented reality system supporting minimal invasive interventions. In: Workshop AMI-ARCS 2004: Augmented Environments for Medical Imaging, 2004, 41–48*

- [SDB⁺10a] *Shekhar, Raj ; Dandekar, Omkar ; Bhat, Venkatesh ; Philip, Mathew ; Lei, Peng ; Godinez, Carlos ; Sutton, Erica ; George, Ivan ; Kavic, Steven ; Mezrich, Reuben ; Park, Adrian*: Live augmented reality: a new visualization method for laparoscopic surgery using continuous volumetric computed tomography. In: *Surgical Endoscopy* 24 (2010), August, Nr. 8, 1976–1985. – DOI 10.1007/s00464–010–0890–8
- [SDB⁺10b] *Stallkamp, Jan ; Drechsler, Klaus ; Bergen, Tobias ; Kaltenbacher, Dominik ; Burisch, Michael ; Kage, Andreas ; Münzenmayer, Christian ; Sakas, Georgios ; Werner, Norman ; Wechsler, Axel ; Winter, Christian ; Wittenberg, Thomas*: Whole'O'Hand - A Holistic Intervention and Interaction System: A Novel Concept for Closed-Loop Liver Surgery. In: *Section G Computergestützte Chirurgie[BMT10]*, 27–30
- [SDH⁺10] *Schneider, Caitlin ; Dachs, Gregory ; Hasser, Christopher ; Choti, Michael ; DiMaio, Simon ; Taylor, Russell*: Robot-Assisted Laparoscopic Ultrasound. Version: 2010. In: *Navab, Nassir (Hrsg.) ; Jannin, Pierre (Hrsg.): Information Processing in Computer-Assisted Interventions* Bd. 6135. Springer Berlin / Heidelberg, 2010. – DOI 10.1007/978–3–642–13711–2_7, 67–80
- [SGBS10] *Sakas, Georgios ; Grimm, Marcus ; Beni, Stefano de ; Solbiati, Luigi*: Closed Loop: A Classification Framework for Interventional Procedures. Version: 2010. In: *Magjarevic, Ratko (Hrsg.) ; Dössel, Olaf (Hrsg.) ; Schlegel, Wolfgang C. (Hrsg.): World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany* Bd. 25/4. Springer Berlin Heidelberg, 2010. – DOI 10.1007/978–3–642–03882–2_188. – ISBN 978–3–642–03882–2, 704–707
- [SGK⁺12] *Serradell, Eduard ; Glowacki, Przemyslaw ; Kybic, Jan ; Moreno-Noguer, Francesc ; Fua, Pascal*: Robust Non-Rigid Registration of 2D and 3D Graphs. In: *Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2012
- [SH12] *Steger, Teena ; Hoßbach, Martin*: Navigated Bronchoscopy Using Intraoperative Fluoroscopy and Preoperative CT. In: *Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro ISBI*, 2012, 1220–1223
- [SHH99] *Studholme, C. ; Hill, D.L.G. ; Hawkes, D.J.*: An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment. In: *Pattern Recognition* 32 (1999), Nr. 1, 71–86. – DOI 10.1016/S0031–3203(98)00091–0. – ISSN 0031–3203
- [SHP11] *Schenk, A. ; Haemmerich, D. ; Preusser, T.*: Planning of Image-Guided Interventions in the Liver. In: *Pulse, IEEE* 2 (2011), September-October, Nr. 5, 48–55. – DOI 10.1109/MPUL.2011.942605. – ISSN 2154–2287
- [SHS⁺00] *Stefansic, J. D. ; Herline, A. J. ; Shyr, Y. ; Chapman, W. C. ; Fitzpatrick, J. M. ; Dawant, B. M. ; Galloway, Jr R. L.*: Registration of physical space to laparoscopic image space for use in minimally invasive hepatic surgery. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 19 (2000), October, Nr. 10, 1012–1023. – DOI 10.1109/42.887616
- [Sie95] *Siemens ; Morneburg, Heinz (Hrsg.): Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik: Röntgendiagnostik und Angiographie, Computertomographie, Nuklearmedizin, Magnetresonanztomographie, Sonographie, integrierte Informationssysteme*. Bd. ISBN: 978-3-89578-002-8. 3. Publicis-MCD-Verlag, 1995. – 1–729 S. <http://www.publicis-books.de/cms/website.php?id=de/produkte/medizintechnik.htm&action=detail&pid=29593&pages=1>
- [SKS⁺10] *Stolka, Philipp J. ; Keil, Matthias ; Sakas, Georgios ; McVeigh, Elliot ; Allaf, Mohamad E. ; Taylor, Russell H. ; Boctor, Emad M.*: A 3D-elastography-guided system for laparoscopic partial nephrectomies. In: *Wong, Kenneth H. (Hrsg.) ;*

- Miga, Michael I. (Hrsg.): *Proceedings SPIE Medical Imaging* Bd. 7625, SPIE, 2010, 76251I-1–76251I-12
- [SLT⁺09] Solberg, O. V. ; Langož, T. ; Tangen, G. A. ; Marvik, R. ; Ystgaard, B. ; Rethy, A. ; Hernes, T. A. N.: Navigated ultrasound in laparoscopic surgery. In: *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies* 18 (2009), Nr. 1, 36–53. – DOI 10.1080/13645700802383975
- [SM99] Sturm, Peter F. ; Maybank, Stephen J.: On Plane-Based Camera Calibration: A General Algorithm, Singularities, Applications. In: *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 1999, 432–437
- [SMDF01] Slomka, Piotr J. ; Mandel, Jonathan ; Downey, Donal ; Fenster, Aaron: Evaluation of voxel-based registration of 3-D power Doppler ultrasound and 3-D magnetic resonance angiographic images of carotid arteries. In: *Ultrasound in Medicine & Biology* 27 (2001), Nr. 7, 945–955. – DOI 10.1016/S0301-5629(01)00387-8. – ISSN 0301-5629
- [SNA⁺97] Sato, Yoshinobu ; Nakajima, Shin ; Atsumi, Hideki ; Koller, Thomas ; Gerig, Guido ; Yoshida, Shigeyuki ; Kikinis, Ron: 3D Multi-Scale Line Filter for Segmentation and Visualization of Curvilinear Structures in Medical Images. Version: 1997. In: Troccaz, Jocelyne (Hrsg.) ; Grimson, Eric (Hrsg.) ; Mösges, Ralph (Hrsg.): *CVRMed-MRCAS'97* Bd. 1205. Springer Berlin / Heidelberg, 1997. – DOI 10.1007/BFb0029240, 213–222
- [Sol07] Solbiati, Luigi: Image Fusion System Fast, Reliable Guide for Tumor Treatment. In: *RSNA Daily Bulletin* Tuesday, November 27th (2007), 8A. <http://rsna2007.rsna.org/V2007/documents/DailyBulletin/Tuesday2007.pdf>
- [SPBC⁺06] Santamaria-Pang, A. ; Bildea, T. ; Colbert, C. ; Saggau, P. ; Kakadiaris, I.: Towards Segmentation of Irregular Tubular Structures in 3D Confocal Microscope Images. In: Metaxas, D.N. (Hrsg.) ; Whitaker, R.T. (Hrsg.) ; Rittscher, J. (Hrsg.) ; Sebastian, T.B. (Hrsg.): *Proceedings of 1st Workshop on Microscopic Image Analysis with Applications in Biology (in conjunction with MICCAI, Copenhagen)*, 2006, 78–85
- [SRS96] Sprengel, R. ; Rohr, K. ; Stiehl, H.S.: Thin-plate spline approximation for image registration. In: *Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1996. Bridging Disciplines for Biomedicine*. Bd. 3, 1996, 1190 –1191
- [SS07] Schneider, Mark ; Stevens, Charles: Development and testing of a new magnetic-tracking device for image guidance. In: Cleary, Kevin R. (Hrsg.) ; Miga, Michael I. (Hrsg.): *Proceedings of SPIE Medical Imaging 2007: Visualization and Image-Guided Procedures* Bd. 6509, SPIE, 2007, 65090I
- [SSPY10] Stoyanov, Danail ; Scarzanella, Marco Visentini ; Pratt, Philip ; Yang, Guang-Zhong: Real-Time Stereo Reconstruction in Robotically Assisted Minimally Invasive Surgery. In: Jiang, Tianzi (Hrsg.) ; Navab, Nassir (Hrsg.) ; Pluim, Josien P.W. (Hrsg.) ; Viergever, Max A. (Hrsg.): *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2010* Bd. 6361, Springer, 2010 (Lecture Notes in Computer Science). – ISBN 978-3-642-15704-2, 275–282
- [SSTM06] Szymczak, Andrzej ; Stillman, Arthur ; Tannenbaum, Allen ; Mischaikow, Konstantin: Coronary vessel trees from 3D imagery: A topological approach. In: *Medical Image Analysis* 10 (2006), Nr. 4, 548–559. – DOI 10.1016/j.media.2006.05.002. – ISSN 1361-8415. – Special Issue on Functional Imaging and Modelling of the Heart (FIMH 2005)

- [ST08] Sporn, E. ; Thaler, K.: Editorial: NOTES - the next step in minimally invasive surgery. In: *European Surgery* 40 (2008), 91–93. – DOI 10.1007/s10353-008-0401-5. – ISSN 1682–8631
- [STB07] Spangenberg, Hans C. ; Thimme, Robert ; Blum, Hubert E.: Der Leberundherd. In: *Deutsches Ärzteblatt International* 104 (2007), Nr. 33, A-2279-. <http://www.aerzteblatt.de/int/article.asp?id=56656>
- [SVA⁺09] Su, Li-Ming ; Vagvolgyi, Balazs P ; Agarwal, Rahul ; Reiley, Carol E ; Taylor, Russell H ; Hager, Gregory D: Augmented reality during robot-assisted laparoscopic partial nephrectomy: toward real-time 3D-CT to stereoscopic video registration. In: *Urology* 73 (2009), April, Nr. 4, 896–900. – DOI 10.1016/j.urology.2008.11.040
- [SZ02] Shekhar, Raj ; Zagrodsky, Vladimir: Mutual information-based rigid and nonrigid registration of ultrasound volumes. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 21 (2002), January, Nr. 1, 9–22. – DOI 10.1109/42.981230. – ISSN 0278–0062
- [TGM09] Tacchino, R. ; Greco, F. ; Matera, D.: Single-incision laparoscopic cholecystectomy: surgery without a visible scar. In: *Surgical Endoscopy* 23 (2009), Nr. 4, 896–899. – DOI 10.1007/s00464-008-0147-y. – ISSN 0930–2794
- [TGS⁺09] Teber, Dogu ; Guven, Selcuk ; Simpfendorfer, Tobias ; Baumhauer, Mathias ; Güven, Esref Oguz ; Yencilek, Faruk ; Gözen, Ali Serdar ; Rassweiler, Jens: Augmented Reality: A New Tool To Improve Surgical Accuracy during Laparoscopic Partial Nephrectomy? Preliminary In Vitro and In Vivo Results. In: *European Urology* 56 (2009), Nr. 2, 332–338. – DOI DOI: 10.1016/j.eururo.2009.05.017. – ISSN 0302–2838
- [Tie08] Tierney, William M.: Report on Emerging Technology: a guide to the future. In: *Gastrointestinal Endoscopy* 68 (2008), Nr. 4, 617–620. – DOI 10.1016/j.gie.2008.08.031. – ISSN 0016–5107
- [Uki10] Ukimura, Osamu: Image-guided surgery in minimally invasive urology. In: *Current Opinion in Urology* 20 (2010), March, Nr. 2, 136–140. – DOI 10.1097/MOU.0b013e3283362610
- [UNS⁺10] Ukimura, Osamu ; Nakamoto, Masahiko ; Sato, Yoshinobu ; Hashizume, Makoto ; Miki, Tsuneharu ; Desai, Mihir ; Aron, Monish ; Gill, Inderbir S.: Augmented Reality for Image-Guided Surgery in Urology. Version: 2010. In: *New Technologies in Urology* Bd. 7. Springer London, 2010. – DOI 10.1007/978-1-84882-178-1_25. – ISBN 978-1-84882-178-1, 215–222
- [UNS⁺12] Uneri, Ali ; Nithiananthan, Sajendra ; Schafer, Sebastian ; Otake, Yoshito ; Stayman, J. Webster ; Kleinszig, Gerhard ; Sussman, Marc S. ; Taylor, Russell H. ; Prince, Jerry L. ; Siewerdsen, Jeffrey H.: Deformable registration of the inflated and deflated lung for cone-beam CT-guided thoracic surgery. In: *Proceedings SPIE Medical Imaging 2012: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling* Bd. 8316, 2012, 831602-1–831602-8
- [USM⁺12] Uneri, A. ; Schafer, S. ; Mirota, D. ; Nithiananthan, S. ; Otake, Y. ; Taylor, R. ; Siewerdsen, J.: TREK: an integrated system architecture for intraoperative cone-beam CT-guided surgery. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 7 (2012), 159–173. – DOI 10.1007/s11548-011-0636-7. – ISSN 1861–6410
- [VHCS⁺01] Vetter, Marcus ; Hassenpflug, Peter ; Cárdenas S., Carlos E. ; Thorn, Matthias ; Glombitza, Gerald-P. ; Meinzer, Hans-Peter: Navigation in der Leberchirurgie: Ergebnisse einer Anforderungsanalyse. In: *Bildverarbeitung für die Medizin 2001*, 2001, 49–53

- [VHW⁺02] Vetter, Marcus ; Hassenpflug, Peter ; Wolf, Ivo ; Thorn, Matthias ; Cárdenas S., Carlos E. ; Grenacher, Lars ; Richter, Götz Martin ; Lamadé, Wolfram ; Büchler, Markus W. ; Meinzer, Hans-Peter: Intraoperative Navigation in der Leberchirurgie mittels Navigationshilfen und Verformungsmodellierung. In: *Bildverarbeitung für die Medizin*, 2002, 73–76
- [VPA⁺02] Voirin, David ; Payan, Yohan ; Amavizca, Miriam ; Létoublon, Christian ; Troccaz, Jocelyne: Computer-aided hepatic tumour ablation: requirements and preliminary results. In: *Comptes Rendus Biologies* 325 (2002), Nr. 4, 309–319. – DOI 10.1016/S1631-0691(02)01439-7. – ISSN 1631-0691
- [VWA⁺06] Venkatesh, Ramakrishna ; Weld, Kyle ; Ames, Caroline D. ; Figenshau, Sherbourne R. ; Sundaram, Chandru P. ; Andriole, Gerald L. ; Clayman, Ralph V. ; Landman, Jaime: Laparoscopic partial nephrectomy for renal masses: Effect of tumor location. In: *Urology* 67 (2006), Nr. 6, 1169–1174. – DOI 10.1016/j.urology.2006.01.089. – ISSN 0090-4295
- [VWH⁺03] Vetter, Marcus ; Wolf, Ivo ; Hassenpflug, Peter ; Hastenteufel, Mark ; Ludwig, Roman ; Grenacher, Lars ; Richter, Goetz M. ; Uhl, Waldemar ; Büchler, Markus W. ; Meinzer, Hans-Peter: Navigation aids and real-time deformation modeling for open liver surgery. In: Galloway, Robert L. (Hrsg.) ; Jr. (Hrsg.): *Proceedings SPIE Medical Imaging* Bd. 5029, SPIE, 2003, 58–68
- [WBK⁺08] Wein, Wolfgang ; Brunke, Shelby ; Khamene, Ali ; Callstrom, Matthew R. ; Navab, Nassir: Automatic CT-ultrasound registration for diagnostic imaging and image-guided intervention. In: *Medical Image Analysis* 12 (2008), Nr. 5, 577–585. – DOI DOI: 10.1016/j.media.2008.06.006. – ISSN 1361-8415. – Special issue on the 10th international conference on medical imaging and computer assisted intervention - MICCAI 2007
- [Wei13] Weiler, Marcel: *Enhanced vessel segmentation in ultrasound by registration with CT*. Fachbereich 20 - Informatik, Technische Universität Darmstadt, Diplomarbeit, February 2013
- [WHH⁺03] Wittenberg, Thomas (Hrsg.) ; Hastreiter, Peter (Hrsg.) ; Hoppe, Ulrich (Hrsg.) ; Handels, Heinz (Hrsg.) ; Horsch, Alexander (Hrsg.) ; Meinzer, Hans-Peter (Hrsg.): *Bildverarbeitung für die Medizin 2003, Algorithmen - Systeme - Anwendungen, Proceedings des Workshops vom 9. bis 11. März 2003 in Erlangen*. Bd. 80. CEUR-WS.org, 2003 (CEUR Workshop Proceedings)
- [WHO08] WHO - World Health Organization: *World Alliance for Patient Safety Research for Patient Safety Better Knowledge for Safer Care*. Online. http://www.who.int/patientsafety/information_centre/documents/ps_research_brochure_en.pdf. Version: February 2008
- [WHV⁺04] Windyga, P. ; Hiransakolwong, N. ; Vu, K. ; Medina, R. ; Onik, G.: Ultrasound-based liver computer assisted surgery. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE* Bd. 1, 2004, 1774–1777
- [WKA⁺10] Wein, W. ; Kutter, O. ; Aichert, A. ; Zikic, D. ; Kamen, A. ; Navab, N.: Automatic non-linear mapping of pre-procedure CT volumes to 3D ultrasound. In: *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2010. ISBI '10.*, 2010. – ISSN 1945-7928, 1225–1228
- [WKAJ⁺10] Wood, Bradford J. ; Kruecker, Jochen ; Abi-Jaoudeh, Nadine ; Locklin, Julia K. ; Levy, Elliot ; Xu, Sheng ; Solbiati, Luigi ; Kapoor, Ankur ; Amalou, Hayet ; Venkatesan, Aradhana M.: Navigation Systems for Ablation. In: *Journal of Vascular*

- and *Interventional Radiology* 21 (2010), Nr. 8, Supplement, S257–S263. – DOI 10.1016/j.jvir.2010.05.003. – ISSN 1051–0443. – Thermal Ablation 2010: At the Crossroads of Past Success, Current Goals, and Future Technology
- [WKC⁺07] Wein, Wolfgang ; Khamene, Ali ; Clevert, Dirk-André ; Kutter, Oliver ; Navab, Nassir: Simulation and fully automatic multimodal registration of medical ultrasound. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2007* Bd. 10, 2007 (Lecture Notes in Computer Science Pt 1), 136–143
- [WN03] Wyatt, Paul P. ; Noble, J.Alison: MAP MRF joint segmentation and registration of medical images. In: *Medical Image Analysis* 7 (2003), Nr. 4, 539–552. – DOI 10.1016/S1361–8415(03)00067–7. – ISSN 1361–8415
- [WNV04] Wink, O. ; Niessen, W.J. ; Viergever, M.A.: Multiscale vessel tracking. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 23 (2004), January, Nr. 1, 130–133. – DOI 10.1109/TMI.2003.819920. – ISSN 0278–0062
- [WRCS06] Wengert, Christian ; Reeff, Mireille ; Cattin, Philippe ; Székely, Gábor: Fully Automatic Endoscope Calibration for Intraoperative Use. In: *Bildverarbeitung für die Medizin 2006*, 2006 (Informatik aktuell), 419–423
- [WRN05] Wein, Wolfgang ; Röper, Barbara ; Navab, Nassir: Automatic Registration and Fusion of Ultrasound with CT for Radiotherapy. In: *Duncan, James (Hrsg.) ; Gerig, Guido (Hrsg.): Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2005* Bd. 3750, Springer Berlin / Heidelberg, 2005 (Lecture Notes in Computer Science), 303–311
- [WS04] Wesarg, Stefan ; Sakas, Georgios: MEDARPA BMBF-Projekt: Schlußbericht / Fraunhofer IGD, Darmstadt. Version: 2004. <http://publica.fraunhofer.de/documents/N-27094.html>. 2004. – Forschungsbericht
- [WSMW10] Weede, Oliver ; Stark, Thomas ; Müller, Beat ; Wörn, Heinz: Intuitive Visualisierung von Zielregionen in der minimal invasiven Chirurgie mittels projektorbasierter Erweiterter Realität. In: *Tagungsband der 9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V.*, 2010, 119–124
- [XBR04] Xiaohua, Chen ; Brady, Michael ; Rueckert, Daniel: Simultaneous Segmentation and Registration for Medical Image. Version: 2004. In: *Barillot, Christian (Hrsg.) ; Haynor, David (Hrsg.) ; Hellier, Pierre (Hrsg.): Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2004* Bd. 3216. Springer Berlin / Heidelberg, 2004. – DOI 10.1007/978–3–540–30135–6_81. – ISBN 978–3–540–22976–6, 663–670
- [XP98] Xu, Chenyang ; Prince, J.L.: Snakes, shapes, and gradient vector flow. In: *IEEE Transactions on Image Processing* 7 (1998), March, Nr. 3, 359–369. – DOI 10.1109/83.661186. – ISSN 1057–7149
- [YNS⁺04] Yamaguchi, Tetsuzo ; Nakamoto, Masahiko ; Sato, Yoshinobu ; Konishi, Kozo ; Hashizume, Makoto ; Sugano, Nobuhiko ; Yoshikawa, Hideki ; Tamura, Shinichi: Development of a camera model and calibration procedure for oblique-viewing endoscopes. In: *Computer Aided Surgery* 9 (2004), Nr. 5, 203–214. – DOI 10.1080/10929080500163505
- [YWLC09] Yaniv, Ziv ; Wilson, Emmanuel ; Lindisch, David ; Cleary, Kevin: Electromagnetic tracking in the clinical environment. In: *Medical Physics* 36 (2009), March, Nr. 3, 876–892. – DOI 10.1118/1.3075829
- [Zha94] Zhang, Zhengyou: Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces. In: *International Journal of Computer Vision* 13 (1994), 119–152. – DOI 10.1007/BF01427149. – ISSN 0920–5691

- [Zha99] *Zhang, Zhengyou: Flexible camera calibration by viewing a plane from unknown orientations. In: The Proceedings of the Seventh IEEE International Conference on Computer Vision Bd. 1, 1999, 666–673*
- [Zha00] *Zhang, Z.: A flexible new technique for camera calibration. In: IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 22 (2000), November, Nr. 11, 1330–1334. – DOI 10.1109/34.888718. – ISSN 0162–8828*